

① RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

① N° de publication : **2 798 593**
(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

② N° d'enregistrement national : **00 11825**

⑤ Int Cl⁷ : A 61 N 1/365, A 61 N 1/37, A 61 B 5/452

⑫

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

② Date de dépôt : 15.09.00.

③ Priorité : 20.09.99 US 09399318.

④ Date de mise à la disposition du public de la
demande : 23.03.01 Bulletin 01/12.

⑥ Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

⑥ Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

⑦ Demandeur(s) : MEDTRONIC INC — US.

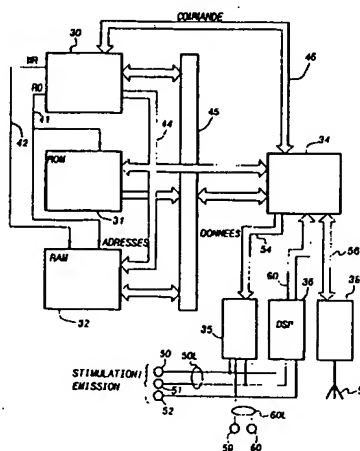
⑧ Inventeur(s) : VAN OORT GEESKE, VAN DAM
PETER M et WOHLGEMUTH PETER W.

⑦ Titulaire(s) :

⑧ Mandataire(s) : CABINET LAVOIX.

⑤ **SYSTEME DE STIMULATION CARDIAQUE AVEC CLASSEMENT AMELIORE DES EVENEMENTS
PHYSIOLOGIQUES ET CONTROLE AMELIORE DU COEUR SUR LA BASE D'UN TRAITEMENT DE SIGNAUX
NUMERIQUES.**

⑦ Ce système comportant un stimulateur relié par des
fils pourvus d'électrodes (50, 51, 59, 60) au coeur du pa-
tient, des moyens de production d'impulsions de stimulation
et des moyens de commande, des moyens de traitement
numérique (36) et de classement des signaux cardiaques,
comprend des moyens convertissant les signaux numéri-
ques, des moyens produisant des signaux représentatifs de
la pente des signaux filtrés et détectant un événement car-
diaque, des moyens à fenêtre d'analyse, des moyens pour
produire des paramètres à partir des signaux, et les classer
et des moyens déterminant et détectant si chaque signal
correspond à une condition prédéterminée du coeur.
Application aux stimulateurs cardiaques implantables.



FR 2 798 593 - A1



La présente invention concerne des systèmes de stimulation cardiaque ayant la possibilité de reconnaître et de classer des signaux cardiaques détectés, la reconnaissance et le classement étant basés sur des caractéristiques du signal détecté. La présente invention concerne également des systèmes, qui utilisent un traitement de signaux numériques pour l'analyse de signaux détectés en combinaison avec un algorithme de décision basé sur un logiciel.

Les stimulateurs cardiaques implantables doivent traiter de façon précise une information de signal détecté pour déterminer le moment où un signal cardiaque authentique a été réellement détecté, puis pour identifier de façon précise ou classer le signal. La séparation de signaux cardiaques vis-à-vis d'effets de polarisation et d'autres artefacts de bruit a toujours été un problème important, et de nombreux efforts ont été effectués pour améliorer des circuits d'entrée à cet effet. En outre, il est fréquemment important de classer un signal détecté ou acquis pour déterminer si le signal est par exemple une onde P, une onde R de champ lointain (FFRW) ou une onde R à réponse appelée. De nombreuses techniques de l'art antérieur ont été développées pour le classement des signaux, mais il est encore nécessaire de les améliorer. Par exemple une technique de l'art antérieur consiste à établir une fenêtre d'instant variable et de classer l'événement en termes de cadencement du signal reçu pendant cette fenêtre. Cependant, des battements précoces, des signaux ectopiques, etc. peuvent perturber la mise en oeuvre d'une telle technique, et un bruit peut encore masquer le signal, qui est détecté à l'intérieur de la fenêtre. D'autres techniques connues incluent une analyse de morphologie, des comparaisons corporelles dans le domaine des fréquences, etc. Bien qu'un grand nombre de ces techniques fournissent des résultats raisonnablement bons, elles peuvent impliquer

une complexité considérable du circuit et fréquemment ne suppriment pas la probabilité d'erreurs dues à la détection de bruits ou à d'autres artefacts.

L'apparition du traitement de signaux numériques (DSP) a fourni un outil qui peut être très utile dans l'environnement pour un dispositif médical implanté, par exemple un stimulateur implanté. Dans la technologie de traitement DSP, le signal de détection arrivant est converti en un signal numérique, par exemple un signal à 8 bits, à une certaine cadence d'échantillonnage. Les signaux numériques successifs peuvent être traités avec une grande fiabilité, d'une manière qui est essentiellement commandée du point de vue matériel par le circuit DSP. Plus récemment, la technologie DSP a progressé et fournit la possibilité d'utiliser une plaquette à courant faible, que l'on peut employer dans un stimulateur implantable pour fournir une capacité importante de traitement de signaux détectés.

L'utilisation d'une plaquette de traitement DSP pour un stimulateur implantable fournit des possibilités améliorées de traitement de signaux détectés, de manière à permettre un classement plus précis du signal. Un tel traitement DSP fournit, conjointement avec un microprocesseur et un algorithme approprié de classement des signaux, un outil performant pour détecter et classer de façon précise des signaux intracardiaques. En plus de ces capacités combinées du point de vue matériel et logiciel, il existe le besoin d'indiquer un algorithme de décision optimum pour l'utilisation des paramètres de signaux produits au moyen du traitement DSP, de manière à classer de façon précise et fiable des signaux intracardiaques détectés.

En outre, on peut également utiliser des paramètres de signaux produits au moyen du traitement DSP pour accéder à l'état du coeur et le contrôler et détecter des variations telles que l'apparition ou la présence d'une

ischémie, d'une défaillance cardiaque et d'autres maladies cardiaques. On se référera par exemple au brevet U.S. N°5 511 553 ayant pour titre "Device-System and Method for Monitoring Multiple Physiological Paramètres Continuously and Simultaneously" au nom de Segalowitz, au brevet U.S. N°5 694 943 ayant pour titre "Method and Apparatus for Automatic, Adaptive, Active Facilitation to Access Myocardial Electrical Instability" au nom de Brewer et al., et le brevet U.S. N°5 555 888 ayant pour titre "Method and Apparatus for Automatic, Adaptive, Active Facilitation to Access Myocardial Electrical Instability", également au nom de Brewer et al.

Un but de la présente invention est de fournir un stimulateur implantable présentant une capacité combinée de processeurs de traitement de données DSP - microprocesseur permettant un traitement et un classement fiables de signaux intracardiaques de manière à envoyer des données fiables d'événements cardiaques au stimulateur. Un autre but consiste à utiliser une combinaison optimale d'un traitement DSP servant à produire des paramètres de signaux, et d'un logiciel permettant d'analyser les paramètres de signaux produits par le traitement DSP de manière à réaliser des classements fiables de signaux.

Conformément à ces objectifs, il est prévu un système de stimulateur implantable comportant un stimulateur et un fil, le fil servant à délivrer les signaux de stimulation produits au coeur du patient et enregistrer et délivrer des signaux intracardiaques détectés au stimulateur. Le stimulateur contient un circuit de traitement DSP, de préférence prévu sur une plaquette DSP, pour recevoir les signaux cardiaques détectés, les numériser et obtenir, pour chaque signal détecté, un ensemble prédéterminé de paramètres, à partir desquels un classement de signaux est effectué. Les paramètres de signaux sont transmis à un microprocesseur, qui contient un algorithme de classement

servant à analyser les paramètres et à prendre une décision de classement.

Dans une forme de réalisation préférée, le circuit DSP détermine jusqu'à neuf paramètres pour chaque signal analysé, chaque paramètre représentant une caractéristique prédéterminée du signal. Le circuit DSP filtre continûment les signaux arrivants et produit la cadence de saut ou la pente du signal à partir du signal filtré et compare chacun des signaux filtrés des signaux de pente à un seuil respectif positif ou négatif prédéterminé. Le démarrage d'une fenêtre de détection correspondant à une limite de temps prédéterminée, par exemple 50 ms, est déclenché lors du franchissement du premier seuil, et un signal est supposé être détecté uniquement lorsqu'il a franchi un seuil de signal filtré et un seuil de pente à l'intérieur de la fenêtre de détection. Chaque fois qu'un signal d'impact apparaît, la logique du système de traitement DSP cadence une fenêtre d'analyse d'une durée prédéterminée, par exemple 70 ms. La fenêtre d'analyse peut être déclenchée à l'instant du premier franchissement du seuil, au moment d'une "détection" ou à un instant produit par le logiciel, sous la commande du processeur. Pour chacun des signaux comprenant le signal filtré et les signaux de pente, on obtient une valeur maximale et une valeur minimale pendant la fenêtre d'analyse, et on obtient un intervalle de temps s'étendant de la détection du signal jusqu'au maximum et au minimum pour chacun de ces signaux est obtenu. En outre, une durée de fenêtre du signal, qui s'étend du premier franchissement de l'un quelconque des quatre seuils jusqu'au dernier franchissement de ce type pendant la fenêtre d'analyse, est produit, ce qui fournit un neuvième paramètre.

Un canal séparé de traitement DSP est utilisé pour détecter chaque type respectif de signal et pour produire des paramètres correspondant à un tel signal. Les

paramètres délivrés par chaque canal sont transférés dans un bus de transmission de données à un microprocesseur, qui est commandé en logiciel pour classer chaque signal détecté en fonction de deux ou d'un plus grand nombre des paramètres produits par le traitement DSP. Le logiciel inclut un algorithme de classification pour chaque canal DSP, et chaque algorithme est programmable de sorte que la classification pour le patient peut être optimisée pour chaque type de signal.

Un autre but de la présente invention est de mémoriser à l'intérieur d'une mémoire électronique d'un dispositif médical implantable les paramètres d'ondes produits par le processeur de traitement DSP ou une pluralité de processeurs de traitement DSP selon la présente invention, de sorte que des variations, qui apparaissent dans le temps et concerne les caractéristiques de paramètres d'ondes associés à un certain type de signal ou d'onde, peuvent être détectés et, si cela est approprié, être modifiés par exemple par déclenchement du captage de données de diagnostic, avertissement ou envoi d'une alerte à un patient ou à un médecin lors de l'apparition ou du développement d'une condition indésirable du coeur, production d'une cardioversion intracardiaque appropriée, application d'une thérapie de stimulation ou de défibrillation ou administration d'un médicament approprié ou d'une génothérapie appropriée.

De façon plus précise, l'invention concerne un système de stimulation cardiaque comportant un stimulateur et des moyens en forme de fils pour interconnecter le stimulateur et le coeur du patient, le stimulateur comportant des moyens de production d'impulsions pour produire des impulsions de stimulation et des moyens de commande pour commander le fonctionnement du stimulateur, les moyens en forme de fils comportant des moyens formant électrodes pour délivrer des impulsions de stimulation au

coeur d'un patient et acquérir des signaux cardiaques; et

le stimulateur comportant des moyens de traitement de signaux numériques pour amplifier et traiter les signaux cardiaques acquis par les moyens formant 5 électrodes, et comportant des moyens pour classer les signaux cardiaques acquis, et dans lequel les moyens de traitement de signaux numériques comprennent au moins un canal de traitement de signaux numériques, caractérisé en ce que le système de stimulation comprend :

10 des moyens de conversion pour convertir les signaux acquis et amplifiés en des signaux numériques;

des moyens formant filtre numérique pour filtrer les signaux convertis de manière à délivrer des signaux filtrés;

15 des moyens de détermination d'une pente pour agir sur les signaux filtrés de manière à délivrer des signaux de pente représentatifs de la pente des signaux filtrés;

des moyens de détection pour déterminer, à partir des signaux filtrés des signaux de pente, chaque détection 20 d'un événement cardiaque, et l'instant de chaque détection;

des moyens à fenêtre d'analyse pour cadencer une fenêtre d'analyse d'une durée prédéterminée à la suite de la durée de détection;

des moyens de production de paramètres pour traiter 25 les signaux filtrés et les signaux de pente pendant la fenêtre d'analyse et pour produire une pluralité de paramètres respectifs à partir des signaux;

des moyens de classement pour recevoir les paramètres de la part des moyens de traitement de signaux 30 numériques et classer chaque signal en fonction des paramètres, et

des moyens de contrôle pour déterminer et détecter si chaque signal classé correspond à une condition prédéterminée du coeur.

35 Selon une caractéristique de l'invention, le sti-

mulateur comprend un dispositif de calcul choisi dans le groupe comprenant un processeur de signaux numériques ("DSP"), un microprocesseur, des circuits intégrés spécifiques à l'application ("ASIC"), un contrôleur, un micro-
5 contrôleur, un mini-contrôleur, un ordinateur, un micro-ordinateur et une unité centrale de traitement (CPU), et les moyens de classement comprennent le dispositif de calcul et un algorithme pour agir sur les paramètres.

Selon une caractéristique de l'invention, les
10 moyens formant électrodes comprennent des moyens pour acquérir une pluralité de signaux intracardiaques respectifs, et les moyens de traitement de signaux numériques comprennent une pluralité de canaux, dont chacun correspond à l'un respectif des signaux intracardiaques, et les moyens
15 de classement comprennent une pluralité d'algorithmes programmables respectifs pour le traitement de paramètres produits par chacun des canaux.

Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de conversion comprennent un circuit modulateur
20 delta - sigma, et les moyens de traitement de signaux numériques comprennent en outre des moyens d'interconnexion pour interconnecter les moyens de conversion, les moyens formant filtre numérique, les moyens de production de pente, les moyens de détection et les moyens de production
25 de paramètres.

Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de production de paramètres comprennent des moyens pour dériver quatre paramètres à partir du signal filtré pendant chaque fenêtre d'analyse et pour dériver quatre
30 paramètres respectifs à partir du signal de pente pendant chaque fenêtre d'analyse, et les moyens de classement comprennent des moyens pour classer chaque signal acquis en fonction des quatre paramètres de signaux et des quatre paramètres de pente.

35 Selon une caractéristique de l'invention, les

moyens de production de paramètres comprennent en outre des moyens pour dériver une longueur de signal en fonction de la comparaison des signaux filtrés et des signaux de pente à des critères de seuil prédéterminés.

5 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de détection comprennent des moyens pour comparer les signaux filtrés à au moins un seuil prédéterminé et pour comparer les signaux de pente à au moins un autre seuil prédéterminé.

10 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de détection comprennent des moyens pour déterminer le moment où le moment où l'amplitude des signaux filtrés a dépassé le seuil prédéterminé et le moment où l'amplitude des signaux de pente a dépassé l'autre seuil dans un inter-
15 valle de temps prédéterminé.

 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de production de paramètres comprennent des moyens pouvant agir pendant la fenêtre d'analyse pour déterminer une valeur minimale et une valeur maximale pour les signaux
20 filtrés et pour les signaux de pente.

 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens formant électrodes comprennent des moyens pour acquérir des signaux auriculaires, et les moyens de classement comprennent des moyens pour distinguer au moins l'une
25 d'ondes P, d'ondes R et d'onde R de champ lointain en fonction des valeurs minimale et maximale pour les signaux filtrés.

 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de classement comprennent des moyens pour distinguer
30 des ondes P et des ondes R de champ lointain en fonction de la somme des valeurs absolues maximale et minimale de pente pendant la fenêtre d'analyse.

 Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de classement comprennent des critères mémorisés
35 concernant des ondes P rétrogrades, et comprennent un algo-

rithme logiciel pour distinguer des ondes P rétrogrades vis-à-vis d'ondes P sinusoïdales naturelles par comparaison des valeurs minimale et maximale aux critères.

5 Selon une caractéristique de l'invention, les
moyens de classement comprennent des moyens pour distinguer
les unes des autres au moins deux parmi les ondes sui-
vantes : ondes R de champ lointain, ondes P intrinsèques,
ondes P de réponse appelée, ondes P rétrogrades,
contractions auriculaires stimulées (PAC), ondes P
10 sinusales, ondes R de réponse appelée, et ondes R.

 Selon une caractéristique de l'invention, les
moyens formant électrodes comprennent des moyens pour
acquérir des signaux ventriculaires, et les moyens de clas-
sement comprennent des moyens pour classer des ondes dites
15 PVC.

 Selon une caractéristique de l'invention, le sys-
tème comporte en outre des moyens pour déclencher une
réponse prédéterminée par le système de stimulateur en
réponse à la détection d'une condition prédéterminée du
20 coeur.

 Selon une caractéristique de l'invention, les
moyens de déclenchement d'une réponse prédéterminée sont
connectés de façon opérationnelle à des moyens pour déli-
vrer la réponse prédéterminée.

25 Selon une caractéristique de l'invention, les
moyens pour délivrer la réponse prédéterminée sont sélec-
tionnés dans le groupe comprenant un dispositif d'admi-
nistration cardiaque localisée d'une thérapie utilisant un
médicament, au moins une électrode de stimulation intracar-
30 diaque, au moins une électrode de défibrillation intracar-
diaque et un dispositif d'administration intracardiaque
localisé d'une génothérapie.

 Selon une caractéristique de l'invention, la
condition prédéterminée du coeur est l'ischémie ou la car-
35 diomyopathie, et les moyens de contrôle et de détection

comprennent en outre des moyens pour établir une distinction entre des ondes R de champ lointain ou des ondes R correspondant à un état d'ischémie ou de cardiomyopathie du coeur du patient, et des ondes R de champ lointain ou des
5 ondes R correspondant à un état de non-ischémie ou de non-cardiomyopathie du coeur du patient.

Selon une caractéristique de l'invention, les moyens de contrôle et de détection comprennent en outre des moyens pour établir une différenciation entre des signaux
10 classés sur la base de paramètres d'ondes.

Selon une caractéristique de l'invention, le paramètre d'onde utilisé par les moyens de différenciation est choisi dans le groupe comprenant une pente de signal positive, une pente de signal négative, une amplitude de
15 signal positive et une amplitude de signal négative, des retards correspondant à des valeurs maximales de signaux, des retards correspondant à des valeurs minimales de signaux et n'importe quelle combinaison de ce qui précède.

D'autres caractéristiques et avantages de la présente invention ressortiront de la description donnée ci-après prise en référence aux dessins annexés, sur lesquels :

- la figure 1 est un schéma-bloc représentant les composants principaux d'un stimulateur implantable selon
25 l'invention, qui illustre la position d'une plaquette de traitement DSP et d'un microprocesseur dans l'ensemble du système de traitement de signaux détectés;

- la figure 2A est un schéma-bloc illustrant les composants fonctionnels et structurels principaux d'un
30 canal de traitement DSP conformément à la présente invention;

- la figure 2B est un schéma-bloc représentant les composants de traitement DSP servant à produire un signal de détection;

35 - la figure 2C est un schéma-bloc représentant

les composants de traitement DSP pour la collecte des données d'analyse;

5 - la figure 3A montre un ensemble de courbes illustrant un signal cardiaque échantillonné et filtré, un signal de pente dérivé du signal filtré, et la détermination d'une fenêtre de détection et d'une marque de détection;

10 - la figure 3B représente un ensemble similaire de courbes montrant la fenêtre d'analyse et les paramètres, que l'on obtient pour le classement de l'événement;

15 - la figure 4 représente un organigramme simplifié représentant plusieurs canaux de la plaquette de traitement DSP, chacun fonctionnant en combinaison avec un algorithme respectif de classement de signaux, et représentant les étapes principales de détection, de classement et d'utilisation de signaux intracardiaques conformément à la présente invention;

20 - la figure 5A représente une série de courbe montrant un signal auriculaire converti sous forme numérique, le signal filtré, la pente du signal filtré, et des marques indiquant le moment où un signal est détecté et la fin de la fenêtre d'analyse;

25 - la figure 5B représente un tracé des valeurs minimale et maximale du signal filtré pour l'ensemble de signaux obtenus à partir d'un canal auriculaire;

- la figure 5C représente un tracé des valeurs minimale et maximale du signal de pente pour les mêmes signaux que ceux représentés sur la figure 5B; et

30 - la figure 5D est un organigramme illustrant un algorithme servant à établir une distinction entre des ondes P et des ondes FFRW, du type utilisé pour agir sur les données de paramètres représentées sur les figures 5B et 5C;

35 - la figure 6 est un tracé de données représentant des minima et maxima de pente, illustrant des critères

pour classer des signaux auriculaires comme étant des ondes FFRW, des ondes P rétrogrades, des ondes P sinusales et des artefacts de stimulation;

5 - la figure 7A est un tracé de données de signaux filtrés provenant d'un ventricule, illustrant des critères pour distinguer des signaux dits PVC par rapport à des ondes R dirigées normales;

10 - la figure 7B est un tracé de données de pente provenant du ventricule, qui montrent des différences entre des événements PVC et des ondes R normales dirigées;

- la figure 7C est un organigramme illustrant un algorithme permettant de distinguer des événements PVC par rapport à des ondes R dirigées, sur la base de critères suggérés par les données indiquées précédemment;

15 - la figure 8A est un schéma-bloc illustrant un stimulateur selon l'invention, qui utilise une détection dite "combipolaire";

- la figure 8B est un tracé représentant des données de pente tirées de signaux combipolaires;

20 - la figure 8C est un organigramme simplifié illustrant l'algorithme pour distinguer des signaux combipolaires sous la forme d'ondes P et d'ondes R;

25 - la figure 9A représente un graphique donné à titre d'exemple des données de minima de pente d'ondes FFRW et des données de maxima de pente d'ondes FFRW, utilisées pour détecter des variations de la condition du corps d'un patient conformément à une forme de réalisation de la présente invention;

30 - la figure 9B représente un graphique de la variation, dans le temps, de données de paramètres d'ondes, la variation dans une période de fenêtre temporelle prédéterminée d'un paramètre contrôlé ou d'un ensemble de paramètres correspondant à un type particulier ou à un classement particulier de signal cardiaque et obtenu conformément
35 à un ou plusieurs traitements DSP selon la présente inven-

tion est utilisé pour détecter la présence ou l'apparition d'une condition prédéterminée du coeur telle qu'une ischémie ou une défaillance cardiaque conformément à une forme de réalisation de la présente invention;

5 - la figure 10 représente un graphique de la variation, dans le temps, de données de paramètres d'ondes R, la variation dans une période ou fenêtre temporelle prédéterminée des paramètres SLmin et W d'ondes R, obtenus conformément au processeur ou à la pluralité de processeurs
10 de traitement DSP selon la présente invention, étant utilisée pour détecter la présence ou l'apparition d'une condition prédéterminée du coeur, telle qu'une ischémie ou une cardiomyopathie, conformément à une autre forme de réalisation de la présente invention.

15 En se référant maintenant à la figure 1, on y voit représenté un schéma-bloc fonctionnel d'un stimulateur implantable d'un type, avec lequel la présente invention peut être mise en oeuvre. On notera que la figure 1 est représentative d'un tel stimulateur et n'est pas limitative
20 en ce qui concerne l'architecture réelle du stimulateur. Il est présenté uniquement pour la description de la circulation des données et en particulier la position d'une plaque de traitement DSP et d'un microprocesseur pour effectuer la détection, l'analyse et le classement de
25 signaux intracardiaques détectés. C'est pourquoi la figure 1 est considérée comme étant donnée à titre d'exemple plutôt que présentant un caractère limitatif au regard de la présente invention. Bien que l'invention soit décrite comme étant mise en oeuvre dans un stimulateur, elle est applicable de façon similaire pour être incorporée dans un dispositif de cardioversion ou une unité combinée dispositif
30 de cardioversion - stimulateur, une unité combinée dispositif de cardioversion - défibrillateur - stimulateur, etc. En outre, bien que dans la description de la figure 1 on
35 suppose qu'il s'agit d'un système de stimulation ventricu-

laire à une seule chambre, on comprendra que l'invention est applicable à des systèmes à deux chambres et à chambres multiples, par exemple dans une forme de réalisation préférée à deux chambres, la plaquette de traitement DSP possède
5 trois canaux, pour le traitement respectif de signaux d'ondes P, R et T.

Les éléments principaux du dispositif représenté sur la figure 1 sont un microprocesseur 30, une mémoire morte 102, une mémoire à accès direct 32, un contrôleur
10 numérique 34, un amplificateur de sortie 35, un circuit de traitement DSP 36 et une unité de télémétrie / programmation 38. La mémoire morte 31 mémorise la programmation de base pour le dispositif, incluant les ensembles d'instructions primaires définissant les calculs exécutés pour
15 l'obtention des différents intervalles de cadencement mis en oeuvre par le dispositif. La mémoire à accès direct 32 sert à mémoriser les valeurs de paramètres de commande variables, comme par exemple la cadence programmée de stimulation, des durées d'impulsions, des amplitudes
20 d'impulsions, etc., qui sont programmées par le médecin dans le dispositif. La lecture à partir de la mémoire à accès direct 32 et à partir de la mémoire morte 31 est commandée par la ligne de lecture RD 41. L'écriture dans la mémoire à accès direct 32 est commandée par la ligne
25 d'écriture WR 42. En réponse à un signal présent dans la ligne RD 41, le contenu de la mémoire à accès direct 32 ou de la mémoire morte 31 désignée par l'information alors présente dans le bus 44 de transmission d'adresses est inséré dans le bus 45 de transmission de données. De façon
30 similaire, en réponse à un signal présent dans la ligne WR 41, une information présente dans le bus 45 de transmission de données est écrite dans la mémoire à accès direct 32 à l'adresse spécifiée par une information présente dans le bus 44 de transmission d'adresses.

35 Le contrôleur 34 exécute toutes les fonctions de

cadencement et de commande de base du dispositif de stimulateur indiqué à titre d'illustration. Le contrôleur 34 comprend au moins un compteur de cadencement programmable, qui par exemple est déclenché lors de l'apparition de contraction ventriculaire stimulée ou détectée, pour le minutage d'intervalles ultérieurement. Ce compteur de cadencement est utilisé pour définir les intervalles d'échappement pour le cadencement de la production d'impulsions de stimulation, ainsi que pour le cadencement des durées respectives des parties de charge et de recharge d'impulsions à trois phases. Le contrôleur 34 déclenche la production d'impulsions de sortie et leur délivrance par l'étage de sortie 35 et produit des interruptions dans le bus de commande 36 pour réveiller de façon cyclique le microprocesseur 30 à partir de son état endormi pour lui permettre d'effectuer les fonctions requises. Pour un stimulateur à une seule chambre, le circuit de sortie 35 est couplé à des électrodes 50 et 51 qui sont utilisées à la fois pour l'application d'impulsions de stimulation et pour la détection de signaux cardiaques. De façon typique l'électrode 50 est située sur la pointe d'extrémité distale d'un fil endocardique 50L et, pour la stimulation ventriculaire, est placée de préférence au sommet du ventricule droit; naturellement pour une stimulation auriculaire, elle est placée dans l'oreillette du patient. L'électrode 51 est de préférence une électrode annulaire, telle qu'elle est utilisée avec un fil bipolaire. L'électrode 52 représente le boîtier du stimulateur, qui peut être utilisé en tant qu'électrode indifférente pour des opérations sélectionnées de stimulation et/ou de détection unipolaire. Naturellement, pour un système de stimulation à deux chambres ou à chambres multiples, on utilise des électrodes supplémentaires. Par exemple, on peut utiliser des électrodes 52, 60 portées par un fil 60L pour réaliser la stimulation et la détection dans l'oreillette, tandis qu'on utilise des élec-

trodes 50, 51 dans le ventricule. Le circuit de sortie 35 est commandé par le dispositif de commande 34 au moyen des buses 54 pour déterminer l'amplitude et la durée de l'impulsion devant être délivrée et pour déterminer quel couple d'électrodes doit être utilisé pour délivrer l'impulsion.

Des signaux cardiaques sont détectés au niveau d'un ou de plusieurs couples désirés d'électrodes; on peut utiliser une détection bipolaire et/ou unipolaire. Pour une détection dite "combipolaire", on utilise un fil unipolaire situé dans l'oreillette et un fil unipolaire situé dans le ventricule, et par exemple les signaux sont détectés au niveau d'électrodes 50, 59. Les signaux de détection sont envoyés à un bloc de traitement DSP 36, qui comprend un certain nombre de canaux de traitement de signaux correspondant à des signaux intéressants. Par exemple, dans un stimulateur à deux chambres, qui inclut un traitement d'ondes P soit pour une commande de cadencement, une détection de captage ou n'importe quelle autre raison, il est prévu trois canaux pour le traitement des signaux respectifs des ondes P, R et T. Les données, qui résultent du traitement des signaux numériques, sont transmises par l'intermédiaire du bus 60 au contrôleur 34 et par l'intermédiaire du bus 46 au microprocesseur 30, pour les opérations de classement des signaux, ainsi que pour tous les autres calculs nécessaires.

La commande externe du dispositif implanté est réalisée par l'intermédiaire d'un bloc de télémétrie/commande 38, qui permet la communication entre le dispositif implanté et un programmeur externe (non représentés). On utilise de façon typique une communication radio au moyen d'une antenne 55. Des systèmes appropriés de télémétrie/programmation sont bien connus dans la technique; la présente invention peut fonctionner avec n'importe quel circuit classique de télémétrie/programmation. L'information

pénétrant dans le stimulateur en provenance du programmeur est transférée au contrôleur 34 par l'intermédiaire du bus 56. De façon similaire une information provenant du stimulateur est envoyée au bloc de télémétrie 38 par l'intermédiaire du bus 56, pour sa transmission au programmeur externe. Ce qui est important pour la présente invention, c'est que les algorithmes de classement pour le traitement des paramètres produits par chaque canal de traitement DSP peuvent être reprogrammés d'une manière connue.

En se référant maintenant à la figure 2A, on y voit représenté un schéma représentant des composants primaires d'une plaquette de traitement DSP 36. Cette plaquette est fabriquée dans une surface de plaquette d'environ 20 mm² et prélève environ 0,7 à 1,5 microampère pour chaque canal. La figure 2A représente un signal auriculaire (A) ou un signal ventriculaire (V) introduit dans un canal de traitement DSP; on comprendra qu'un grand nombre aussi élevé de canaux similaires que cela est souhaité sont prévus pour le traitement de signaux respectifs. Le signal, encore sous forme analogique, traverse tout d'abord un amplificateur 62, qui présente une caractéristique de filtre d'environ 0,7 à 500 Hz. Le signal analogique amplifié est transmis au convertisseur analogique/numérique 64, pour la production d'un signal numérique. La conversion analogique/numérique est exécutée de façon appropriée par un modulateur delta sigma, comme représenté sur la figure 2B, qui est suivi par un dispositif de décimation pour produire de façon typique des octets à 8 bits à des intervalles de 1,6 ms. Le signal numérique délivré par le bloc 64 est appliqué à un filtre numérique 65, qui de façon appropriée est un filtre passe-bande numérique ayant une caractéristique servant à éliminer des composantes de signaux à basses fréquences et le décalage du convertisseur, ainsi que pour éliminer des artefacts en

haute fréquence. Le signal de sortie du bloc 65, désigné par SIG sur la figure 3A, est appliqué au bloc de détection 66. Le bloc de détection 66 fournit la vitesse de balayage ou la pente du signal, également désigné ci-après comme étant le signal SL, et compare ensuite les deux signaux SIG et SL à des valeurs de seuil positive et négative pour l'obtention d'un signal de "détection".

Comme cela est visible de façon plus détaillée sur la figure 2B, dans une forme de réalisation, le signal de sortie du filtre numérique 65 est appliqué à une série de trois registres, à savoir les registres 81, 82 et 83 montés en cascade, de sorte que pour chaque échantillon, le signal numérique contenu dans le registre 1 est transmis au registre 2, et le signal contenu dans le registre 2 est transmis au registre 3. La différence est ensuite obtenue dans le circuit de formation de différence 84, par formation de la différence entre le registre 1 - qui conserve le signal SIG - et le registre 2, ou de la différence entre le registre 1 et le registre 3. Dans le bloc 85, le signal SIG est comparé à une tension de seuil positive, et dans le bloc 86, le signal SIG est comparé à une tension de seuil négative. Chaque fois que le signal SIG dépasse l'un ou l'autre des seuils, le signal de sortie est transmis par une porte OU 89 et déclenche la production d'un signal de fenêtre d'une durée de 50 ms, représenté dans le bloc 90. De façon analogue, la différence ou le signal SL provenant du bloc 84 est comparé en 87 à un seuil positif et en 88 à un seuil négatif, et si l'un ou l'autre des seuils est dépassé, un signal est transmis par une porte OU 91 à un circuit de fenêtre 92. Chaque fois qu'il existe un premier signal transmis par la porte OU 89 ou la porte OU 91 et qu'il s'ensuit l'apparition d'un signal passant par l'autre porte OU en l'espace de 50 ms, le circuit ET 93 délivre un signal de sortie, qui est identifié en 94 comme étant un événement détecté.

En se référant maintenant à la figure 3A, la courbe supérieure représente le signal filtré (SIG), mais le signal inférieur représente un signal de pente (SL) correspondant, qui correspond à un événement qui doit être détecté et classé. Pour chaque signal, les valeurs de seuil positive et négative sont indiquées, à savoir SIG TH+, SIG TH-, SL TH+ et SL TH-. On voit que, dans cet exemple, le signal SIG franchit d'abord le seuil positif, et qu'un ou deux échantillons plus tard, le signal SL franchit son seuil négatif. La fenêtre de détection de 50 ms est représentée comme étant cadencée à partir de l'instant du franchissement du premier seuil. L'identification d'un événement de détection au moyen d'une marque de détection est représentée sur la ligne inférieure, qui correspond au temps lorsque les deux signaux ont franchi leurs seuils.

En se référant maintenant à la figure 2C, on y voit représenté un schéma-bloc d'un circuit indiqué à titre d'illustration, qui correspond au bloc 68 de la figure 2A intitulé "analyse de formes". Ce bloc se situe à l'endroit où le circuit DSP fonctionne pendant la fenêtre d'analyse de 70 ms pour extraire des paramètres à partir du signal examiné, lesquels paramètres sont représentés sur la figure 3B. Lorsque la fenêtre d'analyse est active, les valeurs SIG et SL sont traitées pour l'obtention des paramètres de signaux qui sont représentés sur la figure 3B. En se référant tout d'abord au signal filtré tel que représenté sur la figure 3B, on obtient à la fois les valeurs maximale et minimale de SIG pendant la fenêtre d'analyse; la valeur positive est désignée par SIGmax, et la valeur négative est indiquée par SIGmin. La durée, qui s'écoule à partir de la détection du signal SIGmax, est désignée par SIG Dmax (ou un retard correspondant à une valeur maximum du signal), et la durée qui s'étend depuis la détection jusqu'à SIGmin est désignée par SIG Dmin (ou un retard correspondant à une valeur minimale du signal). De façon analogue, en se réfère-

rant à la courbe SL, des valeurs de SLmax et SLmin sont déterminées, et la durée à partir de la détection pour chacune est déterminée, à savoir SL Dmax et SL Dmin. En outre, l'intervalle de temps s'étendant depuis le premier franchissement d'un seuil jusqu'au dernier franchissement d'un seuil est déterminé en étant marqué par W; dans cet exemple, W est une durée s'étendant depuis le premier franchissement du seuil positif par SIG jusqu'au dernier franchissement, par SIG, du seuil positif de SIG. Le paramètre "W" peut être considéré comme fournissant une mesure de la "largeur" du signal évalué.

En se référant à nouveau au circuit représenté sur la figure 2C, la fenêtre d'analyse est déclenchée par la première apparition du franchissement des quatre seuils par le signal d'événement. Par conséquent, les signaux d'entrée provenant des comparateurs 85-88, comme cela est visible sur la figure 2B, sont transférés par le circuit OU 95, et le premier signal transféré déclenche la production d'un signal de fenêtre dans le circuit 96. Le signal de fenêtre d'analyse est appliqué de manière à valider des circuits comparateurs 97-SIG et 97-SL. Le circuit 97-SIG compare le signal SIG provenant du bloc 65 aux valeurs actuelles des registres MIN/MAX 98-SIG; les circuits 97-SL compare le signal SL délivré par le bloc 84 aux valeurs actuelles des registres MIN/MAX 98-SL.

Un ensemble à 8 registres, 98-SIG et 98-SL, est ramené à l'état initial au début de la fenêtre d'analyse. Pour chaque échantillon de signal, les échantillons de signaux SIG et SL sont comparés séparément à quatre registres respectifs, qui correspondent aux quatre paramètres respectifs de ce signal, comme cela est visible sur la figure 3B; et des nouvelles valeurs de paramètres sont décrites dans les registres correspondants.

Si $SIG < SIG_{min}$, alors $SIG \rightarrow SIG_{min}$, et $D \rightarrow SIG_{Dmin}$;

Si $SIG > SIG_{max}$, alors $SIG \rightarrow SIG_{max}$, et $D \rightarrow SIG_{Dmax}$;

Si $SL < SL_{min}$, alors $SL \rightarrow SL_{min}$, et $D \rightarrow SL_{Dmin}$;
 Si $SL > SL_{max}$, alors $SL \rightarrow SL_{max}$, et $D \rightarrow SL_{Dmax}$.

De même W est enregistré en tant qu'intervalle de temps s'étendant depuis le premier franchissement d'un
 5 seuil jusqu'au dernier franchissement du seuil.

Par conséquent les paramètres sont obtenus au moyen de la forme du circuit DSP au moyen d'une opération continue appliquée à chaque octet de données depuis l'instant du franchissement du premier seuil jusqu'à la fin de
 10 la fenêtre d'analyse. Les paramètres sont introduits dans un bus 60 de transmission de données, qui communique directement avec le microprocesseur par l'intermédiaire du bus 46. On notera que le signal de sortie de chacun des blocs 64, 65, 66 et 68 est connecté par l'intermédiaire d'une in-
 15 terface d'entrée/sortie I/O 70 à un bus 72, qui peut soit être connecté au bus 60 de transmission de données, soit à des registres de programmes 75. Des registres sont connectés aux blocs 62, 64, 66, 68 et sont utilisés dans une variété de buts, comme par exemple la programmation de la
 20 sensibilité de l'amplificateur, la programmation de niveaux de seuil du bloc de détection, etc.

En se référant maintenant à la figure 4, on y voit représenté un organigramme qui fournit une vue d'ensemble des opérations de traitement exécutées dans un
 25 système de stimulateur conformément à l'invention. Comme cela est représenté dans le bloc 100, un signal analogique arrivant, qui a été détecté dans l'oreillette, est envoyé au canal A de la plaquette de traitement DSP. Le canal A est programmé avec des seuils correspondant à des signaux
 30 détectés dans l'oreillette. Le signal reçu est traité comme cela a été décrit précédemment, c'est-à-dire qu'il est amplifié, est converti selon une conversion analogique / numérique, est filtré numériquement, le signal de pente est obtenu, un signal de détection est obtenu si un signal est
 35 réellement présent, et l'analyse de formes est exécutée

pour l'obtention des paramètres, par exemple jusqu'à neuf paramètres, comme indiqué précédemment. Après ces opérations de traitement DSP, un signal de détection et les paramètres sont envoyés au microprocesseur 30, comme

5 indiqué dans le bloc 101. Si le signal provient du ventricule, il est appliqué au canal R (102) de la plaquette de traitement DSP, et également au canal T (104). Le canal R est programmé avec des seuils appropriés pour des ondes R, et exécute les mêmes fonctions DSP que le

10 canal A; le signal de détection résultant et les paramètres résultants sont envoyés au microprocesseur, comme représenté dans le bloc 103. Le canal T est programmé avec des seuils correspondant à des ondes T, et assume de façon analogue les fonctions telles que représentées sur la

15 figure 2A, puis envoie les données au microprocesseur comme cela est représenté en 105. Le microprocesseur détermine le canal à partir duquel les données ont été émises, en 107 et 110, et sélectionne l'algorithme correspondant pour le classement des signaux. Pour un signal provenant du canal

20 A, les données sont traitées au moyen d'un algorithme du signal auriculaire, représenté en 108 ; pour un signal provenant du canal R, les données sont traitées avec un algorithme 111 de signal d'onde R; et pour un signal provenant du canal T, le signal est traité par un

25 algorithme d'onde T 112. Après un classement des signaux à partir de l'un quelconque des canaux, le microprocesseur passe au traitement d'un événement approprié en 114, c'est-à-dire que des pas logiques prédéterminés succèdent à la détection de chaque type respectif de signal. On se

30 référera par exemple au brevet US N° 5 782 887 délivré le 21 Juillet 1998 et incorporé ici par référence et qui fournit des exemples du traitement du nombre d'événements correspondants d'une détection V, d'une détection A et d'une onde T.

35 Il est important de noter que chaque algorithme

de classement du microprocesseur est programmable. Pour un canal donné qui doit traiter des signaux atriaux ou ventriculaires, on peut utiliser n'importe quelle combinaison de neuf paramètres, et ces paramètres sont pondérés les uns par rapport aux autres. Ainsi on obtient une souplesse, par le fait que la plaquette de traitement DSP obtient d'une manière très efficace les données de paramètres des signaux, tandis que l'algorithme logiciel pour chaque canal respectif est programmé de façon optimale pour effectuer des calculs de détermination du classement des signaux.

En se référant maintenant aux figures 5A-5D, on y voit représenté le fonctionnement d'un canal du circuit de traitement DSP 36, par exemple le canal A 100 tel que représenté sur la figure 4, pour la délivrance de paramètres d'un signal auriculaire afin de distinguer des ondes FFRW, d'ondes P. La figure 5A représente une série de courbes. La courbe supérieure représente un signal auriculaire numérisé unipolaire, qui représente des parties d'une onde P et d'une onde FFRW. La seconde courbe représente le signal de sortie du filtre ou signal SIG, par rapport à un seuil négatif de 0,5 mV et à un seuil positif de 0,5 mV; et illustre des points d'amplitude minimale et d'amplitude maximale. La troisième courbe est la courbe de la pente obtenue (SL), avec indication d'un seuil négatif de 0,5 mV et d'un seuil positif de 0,5 mV. A la partie inférieure du signal de détection, on a indiqué la fenêtre de détection de 50 ms et la fenêtre d'analyse de 70 ms.

La figure 5B est un tracé des signaux SIGmin et SIGmax, pour une pluralité de signaux traités. On voit à partir de cela que la majeure partie des signaux possède une valeur SIGmin qui est située au-dessous d'une ligne horizontale prédéterminée, c'est-à-dire au-dessous d'une valeur prédéterminée de SIGmin représentée en tant que K_0 . Sur la figure 5C, on a tracé des données provenant des mêmes signaux, en comparant SNmax à SNmin. Dans ce cas, on

voit que les ondes P tombent au-dessous d'une ligne horizontale indiquée par K_1 et à droite d'une ligne verticale K_2 . C'est-à-dire que des signaux satisfaisant à ces critères possèdent une caractéristique d'ondes P, tandis que
5 des signaux qui ne satisfont pas à ces critères possèdent une caractéristique d'ondes FFRW. Le fait que les critères indiqués sur les figures 5B et 5C sont satisfaits par des ondes P peut être distingué avec une grande sûreté par rapport à des ondes FFRW. Ceci est représenté dans
10 l'organigramme de la figure 5D, qui est mis en oeuvre par le microprocesseur par exemple bloc 108 sur la figure 4. En 150, une détermination est faite pour savoir si SIGmin est inférieur à K_0 . Si la réponse est oui, en 151, le drapeau est positionné égal à 1, ce qui signifie que l'analyse du
15 signal SIG seul suggère une onde P. Si ce n'est pas le cas, en 152, le drapeau est positionné égal à 0, ce qui correspond à une analyse initiale d'une onde FFRW. En 154, le signal SL est comparé au critère SL; si SLmax est inférieur à K_1 et si SLmin est supérieur à K_2 , alors dans le bloc 155
20 des signaux sont classés comme étant une onde P. Cependant, si la réponse en 154 est non, le sous-programme passe à 156 et contrôle le drapeau pour rappeler le résultat de l'analyse SIG. Si le drapeau est positionné à 0, alors les deux signaux SIG et SL indiquent une onde FFRW, et en 157
25 le signal est classé comme étant une FFRW. Cependant si le drapeau n'a pas été positionné à 1, le résultat est ambigu et en 158 une détermination est faite indiquant qu'il n'existe aucun classement d'événement.

En se référant maintenant à la figure 6, on y
30 voit représenté des données concernant le signal SL, ce qui suggère des critères pour distinguer des ondes FFRW, des ondes P rétrogrades, des ondes P sinusoïdales et des artefacts de stimulation. Par conséquent, si l'amplitude du signal SLmin est inférieure à 40 et si SLmax est inférieure
35 à environ 40, cela suggère un classement tenant en compte

FFRW. Si l'amplitude de SLmin est supérieure à 60 et si l'amplitude de SLmax est supérieure à 20 mais inférieure à 60, le signal s'avère être une onde P rétrograde. Si le signal possède une amplitude SLmin supérieure à 60 et inférieure à 100, et si la valeur SLmax est supérieure à 60 et inférieure à 100, ceci suggère qu'on a une onde P normale ou sinusale. En outre si la valeur SLmax est supérieure à 100, ceci suggère que le signal est classé en tant qu'artefact de stimulation. Par conséquent, pour un algorithme de classement plus sophistiqué que celui de la figure 5D, on peut incorporer ces critères. De même, bien que ceci ne soit pas représenté sur la figure 6, des contractions auriculaires stimulées (PAC) comportent habituellement des paramètres de pente qui diffèrent d'ondes P sinusales et normales de sorte qu'on peut les distinguer en traitant une combinaison sélectionnée des neuf paramètres disponibles.

En se référant maintenant aux figures 7A, 7B, 7C, on y voit représentée l'utilisation de l'invention pour distinguer des contractions ventriculaires stimulées (PVC), d'ondes R normales dirigées. La figure 7A illustre des données de signaux ventriculaires, en représentant SIGmin en fonction de SIGmax, tandis que la figure 5B représente SLmin en fonction de SLmax. Les figures 7A et 7B suggèrent des critères pour distinguer une contraction PVC, d'une onde R dirigée, lesquels critères sont utilisés dans l'algorithme de la figure 7C. Comme cela est visible dans le bloc 120 et sur la figure 7A, si SIGmax est supérieur à une constante X, ceci suggère la probabilité de présence d'une contraction PVC. Si la comparaison est positive, le sous-programme passe au bloc 121 qui compare la valeur de SLmin à la constante Y. Comme cela est représenté sur la figure 7B, si SLmin est supérieure à Y, ceci suggère à nouveau une contraction PVC, et le sous-programme passe au bloc 122 et classe l'événement en tant que contraction PVC.

En revenant à 120, si SIGmax est inférieur à X, le programme passe au bloc 124 et positionne le drapeau R=1. Ensuite, si en 121 SLmin s'avère être inférieur à Y, le programme passe au bloc 125. Si le drapeau R est déjà positionné à 1, cela signifie que les deux critères pour une onde R sont présents, et le programme passe au bloc 126 et classe le signal en tant qu'onde R. Si la réponse en 125 est non, en 128, l'algorithme en conclut que la situation est ambiguë, et il n'existe aucun classement.

10 En se référant maintenant aux figures 8A, B et C on y voit représentée l'utilisation de techniques combinées incluant le traitement de données numériques et le traitement logiciel selon la présente invention avec une détection dite "combipolaire" du stimulateur. Comme cela est
15 représenté sur la figure 8A, cet agencement réalise essentiellement une détection différentielle bipolaire à l'aide d'un fil auriculaire unipolaire et d'un fil ventriculaire unipolaire. On sait que cet agencement associe les avantages d'une détection bipolaire et de fils unipolaires en
20 fournissant moins d'interférences de la part d'un bruit extérieur, et une détection réduite de myopotentiels d'ondes FFRW et d'autres artefacts. Les signaux combinés provenant des fils auriculaires et ventriculaires sont introduits dans le bloc de canal 130, désigné par canal P +
25 R DSP. Simultanément le signal délivré par le fil ventriculaire est envoyé dans le canal R DSP 134. Les signaux combinés P + R de détection et de paramètres sont délivrés par le canal 130 et traités par un algorithme de détection de P/R 132, qui classe le signal en tant qu'onde P ou onde R.
30 De façon analogue, les signaux de détection et les signaux de paramètres provenant du canal R 134 sont traités par un algorithme de détection de R 136. Les signaux classés par un algorithme ou par l'autre sont délivrés pour un traitement d'événement. On voit sur la figure 8B que des ondes P
35 peuvent être nettement distinguées d'ondes R par la droite

diagonale, qui représente la somme des amplitudes de SL_{min} et de SL_{max} . Pour ces données, cette somme est égale à 170, de sorte que pour n'importe quel signal, lorsque l'amplitude combinée est inférieure à 170, l'onde P est indiquée; alors que si les amplitudes combinées sont supérieures à 170, une onde R est indiquée. Comme cela est indiqué dans le bloc 140 de la figure 8C, lors de l'analyse d'un signal détecté à partir du canal $P + R$, l'algorithme forme tout d'abord la somme des amplitudes des deux paramètres de pente, en 140. En 142, une détermination est faite pour savoir si cette somme, indiquée par Y, est supérieure à 170. Si la réponse est oui, le signal est classé en tant qu'onde R en 144; si la réponse est non, elle est classée en tant qu'onde P en 146. On comprendra que, bien que la figure 8C représente des pas logiques limités à l'analyse des paramètres de pente, l'algorithme peut utiliser en supplément l'un quelconque des autres paramètres comme cela est représenté sur la figure 3. Naturellement, lorsqu'une comparaison de paramètres, comme par exemple celle suggérée par la figure 8C, s'avère fournir une prédiction avec un degré élevé de confiance, elle est affectée d'une pondération plus élevée que d'autres comparaisons. Mais en général, on peut combiner un ou plusieurs critères sur une base ET ou OU logique dans l'algorithme de classement.

En se référant maintenant aux figures 9A et 9B, on y voit représentées d'autres formes de réalisation de la présente invention, selon lesquelles la variation dans le temps de données ou de paramètres associées à un type particulier d'ondes ou d'événements intracardiaques est contrôlée en permanence, déterminée et/ou mise à jour pour faciliter la détection de l'apparition de la présence d'une condition du coeur telle qu'une ischémie, une défaillance cardiaque ou une cardiomyopathie.

Conformément à une telle forme de réalisation de

la présente invention, la variation dans le temps importante contrôlée, détectée, déterminée et/ou mise à jour peut être des amplitudes de signaux, des minima de signaux, des maxima de signaux, des amplitudes de signaux, des bandes de signaux, des largeurs de signaux, des taux de variation de l'un quelconque des éléments précédents, des combinaisons de n'importe lesquels des éléments précédents, des paramètres d'ondes associés à l'un quelconque des éléments précédents, et des combinaisons de paramètres d'ondes associés à n'importe lesquels des éléments précédents. Par exemple, lorsque le paramètre contrôlé correspondant à un type particulier d'ondes cardiaques ou d'événements cardiaques dépasse, devient égal ou tombe au-dessous d'un seuil prédéterminé, ou bien lorsque l'ensemble contrôlé de paramètres correspondant à un type particulier d'onde cardiaque ou d'événement cardiaque modifie les caractéristiques d'une façon prédéterminée, ou bien lorsque le taux de variation de l'un quelconque des éléments précédents dépasse, devient égal à ou tombe au-dessous d'un seuil prédéterminé, ou varie d'une manière prédéterminée, alors l'apparition ou le développement d'une ischémie, d'une défaillance cardiaque ou d'une cardiomyopathie peut avoir été détectée ou indiquée ou est détectée ou indiquée.

On va décrire ci-après un exemple d'une telle forme de réalisation de la présente invention, tout en continuant à se référer à la figure 9A. On a découvert que les caractéristiques de paramètres d'ondes associées à des ondes R de champ lointain (FFRW) intracardiaques varient chez certains patients lorsque le myocarde change d'état en passant d'un état suffisamment oxygéné ou oxygéné de façon saine à un état appauvri en oxygène ou état d'ischémie, ou bien passe d'un état moins ischémique à un état plus ischémique. Plus particulièrement, on a découvert que des caractéristiques de paramètres d'ondes FFRW intracardiaques telles que la largeur, la pente, l'amplitude et/ou

l'intensité et/ou la vitesse de variation de la largeur, de la pente, de l'amplitude et/ou de l'intensité varient chez certains patients lorsque le myocarde passe d'un état suffisamment oxygéné ou oxygéné de façon saine à un état appauvri en oxygène ou état d'ischémie, ou bien passe d'un état moins ischémique à un état plus ischémique ou bien d'un état moins cardiomyopathique à un état plus cardiomyopathique.

En outre, des signaux de mesure IEGM intracardiaques obtenus initialement chez un patient dont on sait que le coeur ne présente aucune ischémie ni aucune cardiomyopathie, peuvent être caractérisés comme présentant des ondes FFRW qui, lorsqu'elles sont soumises aux étapes de traitement DSP selon la présente invention, fournissent un paramètre SLmax en fonction de SLmin et/ou SIGmax en fonction de SIGmin, qui se situe dans une certaine gamme de tracés de la pente minimale en fonction de la pente maximale et/ou de tracé du filtrage minimum (SIGmin) en fonction du filtrage maximum (SIGmax), qui ont été décrits de façon détaillée précédemment.

A titre d'exemple et de discussion et tout en continuant à se référer à la figure 9A, on suppose qu'un patient hypothétique possédant un myocarde oxygéné d'une manière suffisamment saine a été identifié par un médecin ou par des moyens logiciels/matériels appropriés construits et utilisés conformément aux enseignements de la présente invention, comme présentant des ondes FFRW possédant des paramètres d'ondes de pente minimale et de pente maximale correspondant à ceux se situant dans les lignes limites représentées par des lignes formées de tirets de la région I, représentée sur la figure 9A. On suppose en outre que le médecin ou le sous-programme logiciel a en outre identifié la zone de la figure 9 située entre les lignes formées de tirets marquées "région I" et "région II" en tant que "zone tampon", dans laquelle les paramètres d'ondes de pente

minimale et de pente maximale correspondent à une condition du myocarde, qui est située à un niveau suffisamment bien oxygéné (par exemple la région I) et à un niveau non suffisamment bien oxygéné (régions III et IV, à l'exclusion des régions I et II). C'est-à-dire que des données se situant dans les régions III et IV indiquent une condition d'ischémie du myocarde du patient. On suppose en outre que les points de données initiales d'ondes FFRW à pente minimale/pente maximale acquis, détectés et calculés conformément à la présente invention se situent dans la région I.

En continuant à se référer à la figure 9A, les ondes FFRW acquises et détectées et leurs paramètres d'ondes associés se déplacent graduellement tout d'abord dans la région II, puis passent dans les régions III à IV. Le changement de région, dans laquelle les paramètres d'ondes FFRW se situent, peut être utilisé pour déclencher un avertissement, une mémorisation de signaux IEGM acquis et/ou détectés, ou bien pour la délivrance d'une thérapie, au sujet de laquelle on donnera des détails plus loin. Le fait qu'un paramètre d'onde ou une séquence de paramètres d'onde satisfaisant à un certain critère prédéterminé se situe dans une zone ou partie particulière d'un graphique peut être utilisé pour déclencher de tels avertissement, mémorisation de données ou administration d'une thérapie. La vitesse à laquelle les caractéristiques de paramètres d'ondes varient, peut être également utilisée pour déclencher de tels avertissements, mémorisation de données ou administration d'une thérapie. Par exemple, plus la variation d'un paramètre d'onde associé à un type particulier d'événement cardiaque se produit rapidement, plus l'avertissement, la mémorisation de données ou l'administration d'une thérapie peut être déclenchée de façon précoce.

Il est en général préférable qu'un médecin détermine les limites appropriées et les vitesses appropriées de variations des régions des paramètres d'ondes FFRW, qui

correspondent à des conditions non ischémiques et ischémiques, ou à des conditions non cardiomyopathiques et cardiomyopathiques, chez un patient particulier. Sinon, un programme logiciel peut être mémorisé dans la mémoire du microprocesseur ou dans le processeur DSP selon la présente invention pour comparer les paramètres FFRW du patient à ceux réglés dans des tables de données de paramètres FFRW mémorisés, qui sont représentatives de populations de patients typiques sains non ischémiques et non cardiomyopathiques, de manière à déterminer ainsi si des données de paramètres d'ondes FFRW particulières à un patient se situent ou non dans la zone "saine". Pour réduire les effets de mesures parasites ou d'un bruit, on peut conserver ou mettre à jour continûment une moyenne courante ou une version médiane filtrée de tels paramètres d'ondes FFRW, dans le microprocesseur, la mémoire et/ou le processeur DSP selon la présente invention.

Il est également envisagé dans la présente que seul un paramètre d'un type d'onde cardiaque ou d'événement cardiaque (comme par exemple la pente minimale d'ondes FFRW) soit contrôlé en fonction du temps pour la détection de l'apparition ou du développement d'une condition cardiaque indésirable telle qu'une ischémie, une cardiomyopathie et/ou une défaillance cardiaque. Une telle forme de réalisation de la présente invention est représentée sur la figure 9B, sur laquelle les seuils maximum et minimum pour un paramètre d'onde donné fixent les limites supérieure et inférieure correspondant à un coeur sain chez un patient donné. Ces seuils peuvent être déterminés par un médecin, à l'aide de la technique mentionnée précédemment de la table de consultation, ou grâce à l'utilisation d'autres techniques variables. Lorsque le paramètre d'onde contrôlé en fonction du temps devient égal à ou dépasse le seuil maximum "max", alors la présence d'un état cardiaque malade peut être indiquée pour un patient particulier. Au

contraire, lorsque le paramètre d'onde contrôlé en fonction du temps devient égal à ou tombe au-dessous du seuil minimum "min", alors la présence d'un état cardiaque maladif peut être également indiquée par un patient particulier.

5 Conformément à différentes formes de réalisation de la présente invention et indépendamment du fait qu'un, deux ou un plus grand nombre de paramètres associés à un type donné d'onde cardiaque sont contrôlés, une fois que les limites de la région admissible correspondant au type
10 d'onde donné ont été franchies ou que les seuils acceptables de tels types d'ondes ont été dépassés par valeurs supérieures ou inférieures, un dispositif selon la présente invention peut être déclenché pour exécuter une ou plusieurs des fonctions suivantes : (a) alerter un patient
15 et/ou un médecin par voie acoustique ou d'une autre manière, du changement détecté, chez le patient, du fonctionnement cardiaque ou de l'état du coeur; (b) communiquer par télémetrie le changement d'état ou de fonctionnement du patient à un dispositif externe proche de communication, un
20 programmeur ou un ordinateur, qui peut alors être en outre préalablement programmé pour alerter par voie téléphonique, au moyen du réseau Internet ou d'une autre manière, un hôpital, un médecin, ou un service médical d'urgence du changement détecté du fonctionnement cardiaque
25 ou de l'état cardiaque du patient; (c) appliquer une thérapie appropriée de stimulation cardiaque comme par exemple une stimulation anti-tachycardie pour corriger cet état; (d) appliquer une thérapie appropriée de défibrillation cardiaque pour supprimer cet état; (e) appliquer une thérapie
30 appropriée de cardioversion pour corriger cet état; (f) administrer une quantité prédéterminée de médicament ou appliquer une génothérapie au flux sanguin ou au tissu cardiaque du patient à l'aide d'une pompe à médicament implantable faisant partie du, fixé au ou en communication
35 avec le dispositif de stimulation ou de défibrillation ou

ses conducteurs électriques associés de stimulation et/ou de détection; ou (g) capter des données détaillées de diagnostic pendant un intervalle de temps prédéterminé pour un traitement et une analyse ultérieurs.

5 On notera que dans la présente invention, le type d'onde considéré pour le diagnostic de détection d'une variation du fonctionnement cardiaque ou de l'état cardiaque n'est pas limité à des ondes FFRW ou à des événements cardiaques détectés dans l'oreillette. En réalité, on
10 peut classer de nombreux autres types d'ondes intracardiaques conformément aux enseignements de la présente invention, et on peut également les contrôler continûment d'une manière similaire à ce qui a été mentionné précédemment en rapport avec les ondes FFRW pour détecter une
15 variation de l'état cardiaque ou du fonctionnement cardiaque. La pente maximale ou minimale, la largeur, l'amplitude maximale ou minimale et/ou l'intensité maximale ou minimale d'ondes R, d'ondes R de réponse appelées, d'ondes QT et/ou de parties d'ondes QT correspondant à des
20 ondes QT abaissées, peuvent être toutes utilisées d'une manière ou d'une autre conformément aux enseignements de la présente invention pour détecter une ischémie par exemple. Des durées d'ondes T mesurées et des changements de polarité d'ondes T peuvent être utilisées de façon similaire
25 dans d'autres formes de réalisation de la présente invention.

Dans une forme de réalisation de la présente invention, des événements cardiaques apparaissant dans le ventricule gauche ou droit peuvent être détectés en utilisant un conducteur ventriculaire approprié, puis être
30 amplifiés, filtrés et classés conformément aux enseignements de la présente invention en tant qu'ondes R, ondes R appelées, ondes T, ondes T appelées, ondes Q, ondes Q appelées, tachycardie ventriculaire, palpitations ventriculaires, tachycardie ventriculaire rentrante et tachycardie
35

supraventriculaire.

Par exemple et dans une autre forme de réalisation de la présente invention, des ondes R ou des ondes R de réponse appelées, acquises ou détectées dans un ou plusieurs ventricules du coeur, sont utilisées pour détecter l'apparition, le développement ou la présence d'une ischémie, d'une cardiomyopathie ou d'une défaillance cardiaque. La pente et/ou la largeur de ces ondes R ou d'ondes R de réponse appelées, ou la variation de la pente et/ou de la largeur de ces ondes R ou d'ondes R de réponse appelées, peuvent être particulièrement intéressantes pour une évaluation du fait qu'une condition d'ischémie existe ou non ou qu'il existe un risque de développement d'une ischémie dans le myocarde d'un patient. C'est pourquoi la vitesse de conduction, à laquelle une onde R ou une onde R de réponse appelée se propage dans le myocarde, peut varier lors de l'apparition, du développement ou de la présence d'une ischémie, d'une cardiomyopathie et/ou d'une défaillance cardiaque, de façon typique par le fait qu'une telle vitesse de conduction diminue et que la largeur W de l'onde R ou de l'onde R de réponse appelée augmente. Cependant, en fonction du patient particulier considéré, une telle vitesse de conduction peut augmenter ou diminuer, l'amplitude de l'onde R ou de l'onde R de réponse appelée peut augmenter ou diminuer, ou bien la réponse de l'onde R ou de l'onde R de réponse appelée peut augmenter ou diminuer. C'est pourquoi, conformément à la plupart des formes de réalisation de la présente invention, dans lesquelles un fonctionnement cardiaque ou une condition du coeur du patient doit être contrôlé continûment, il est préférable d'obtenir un signal IEGM ou une série de signaux IEGM à partir du patient lorsque la condition devant être détectée, par exemple une ischémie ou une cardiomyopathie n'existe pas, ou bien lorsque le fonctionnement à contrôler, par exemple la production d'ondes R normales ou

d'ondes R de réponse appelées, dans le ventricule est normale.

En se référant maintenant à la figure 10, on y voit représenté un graphique représentant la variation dans le temps de la largeur de l'onde R, des données concernant la données de l'onde R et les paramètres de pente minimale, lorsque la variation pendant une période prédéterminée ou un intervalle de temps prédéterminé des paramètres SLmin de l'onde R, obtenus conformément à un processeur DSP ou à plusieurs processeurs DSP selon la présente invention, est utilisée pour détecter la présence ou l'apparition d'une condition cardiaque prédéterminée comme par exemple une ischémie ou une cardiomyopathie.

A titre d'exemple pour la discussion et tout en continuant à se référer à la figure 10, on suppose qu'un hypothétique patient possédant un myocarde suffisamment sainement oxygéné a été identifié par un médecin ou par des moyens logiciels/matériels appropriés agencés et utilisés conformément aux enseignements de la présente invention, en tant qu'ondes R ou ondes R de réponse appelée possédant une largeur de signal (W) et une pente minimale SLmin possédant des paramètres d'ondes à savoir largeur de signal (W) et pente minimale (SLmin) correspondant à ceux se situant à l'intérieur des lignes limites représentées par des tirets de la région I représentée sur la figure 10. On suppose en outre que le médecin ou le logiciel de programmation a en outre identifié la zone de la figure 10 située entre les lignes formées de tirets marquées "région I" et "région II" en tant que "zones tampons", dans lesquelles les paramètres d'ondes W et SLmin correspondent à une condition du myocarde qui se situe quelque part entre un état suffisamment bien oxygéné (c'est-à-dire la région I) et un état insuffisamment oxygéné (c'est-à-dire les régions III et IV), à l'exclusion des régions I et II). C'est-à-dire que les données situées dans les régions III et IV indiquent un état

ischémique ou cardiomyopathique. On suppose en outre que les points de données initiales d'ondes R concernant W et SLmin acquis, détectés et calculés conformément à la présente invention, se situent dans la région I.

5 En continuant à se référer à la figure 10, les ondes R acquises et/ou détectées et les paramètres d'ondes, qui leur sont associés, se déplacent graduellement dans le temps pour pénétrer tout d'abord dans la région II, puis dans les régions III ou IV. Le changement de région, dans
10 laquelle les paramètres d'ondes R se situent, ou la vitesse à laquelle certaines caractéristiques de ces paramètres varient, peut être utilisé pour déclencher un avertissement, une mémorisation de données IEGM acquises et/ou détectées, l'administration d'une thérapie d'une manière
15 similaire à ce qui a été décrit précédemment en référence aux ondes FFRW.

 D'une manière générale il est préférable qu'un médecin détermine des limites appropriées et les zones appropriées des paramètres constitués par les limites et
20 les taux de variation de l'onde R ou de l'onde R de réponse appelée, qui correspondent à des conditions non ischémiques et ischémiques ou à des conditions non cardiomyopathiques et cardiomyopathiques, pour un patient particulier. Sinon, un programme logiciel peut être mémorisé dans la mémoire du
25 microprocesseur ou du processeur de traitement DSP selon la présente invention pour la comparaison des paramètres de l'onde R ou de l'onde R de réponse appelée du patient à ceux mémorisés dans des tables de données de paramètres mémorisés d'ondes R ou d'ondes R de réponse appelée, qui
30 sont représentatives de population typique de patients sains non ischémiques et non cardiomyopathiques, pour déterminer ainsi si des données particulières de paramètres d'ondes R ou d'ondes R de réponse appelées d'un patient se situent dans la région "saine". Pour réduire les effets de
35 mesure parasite ou du bruit, on peut conserver ou mettre à

jour continûment une moyenne courante ou une version médiane filtrée de tels paramètres d'ondes R dans le microprocesseur, la mémoire et/ou le processeur de traitement DSP selon la présente invention.

5 Il est également envisagé dans la présente invention que seul un paramètre d'un type donné d'onde ou d'événement cardiaque (comme par exemple la largeur d'ondes R ou d'ondes R de réponse appelées) soit contrôlé en fonction du temps pour la détection de l'apparition ou du développement d'une condition cardiaque indésirable telle qu'une ischémie, une cardiomyopathie et/ou une défaillance cardiaque/.

10 Il est en outre envisagé dans la présente invention que l'on puisse soumettre des ensembles de données de paramètres d'ondes à des sous-programmes de filtrage numériques bidimensionnels ou tridimensionnels en tant qu'autres moyens pour détecter l'apparition, le développement ou la présence d'une condition indésirable du coeur chez un patient. Par exemple des ensembles de données
15 concernant la largeur (W) et la pente minimale (SLmin) d'ondes R et/ou d'ondes R de réponse appelées peuvent être soumis à un filtrage tridimensionnel en rapport avec la largeur du signal, la pente minimale du signal et le temps pour fournir une mesure instantanée de la condition du
20 coeur d'un patient. Les données de paramètres d'ondes concernant la largeur et la pente minimale R, qui varient à une vitesse dépassant une vitesse de variation minimale prédéterminée par exemple, peuvent être marquées en utilisant un tel filtre tridimensionnel de manière à
25 déclencher un avertissement, la délivrance d'une thérapie de stimulation ou de défibrillation ou l'administration d'un médicament ou d'une génothérapie.

30 Les spécialistes de la technique constateront que les signaux peuvent être traités conformément à la présente invention en utilisant des dispositifs de calcul comme par
35

exemple des processeurs de signaux numériques, des micro-
processeurs, des circuits intégrés spécifiques à
l'application ("ASIC"), des contrôleurs, des microcontrô-
leurs, des mini-contrôleurs, des ordinateurs, des micro-
5 ordinateurs, des mini-ordinateurs, des unités centrales de
traitement (CPU) et analogues.

Les formes de réalisation spécifiques indiquées
précédemment sont une illustration de la pratique de
l'invention. Cependant on comprendra que l'on puisse utili-
10 ser d'autres solutions connues des spécialistes de la tech-
nique ou décrites ici sans sortir du cadre de l'invention.

REVENDECATIONS

1. Système de stimulation cardiaque comportant un stimulateur et des moyens en forme de fils pour interconnecter le stimulateur et le coeur du patient, le stimulateur comportant des moyens de production d'impulsions pour produire des impulsions de stimulation et des moyens de commande pour commander le fonctionnement du stimulateur, les moyens en forme de fils (50L) comportant des moyens formant électrodes (50, 51, 59, 60) pour délivrer des impulsions de stimulation au coeur d'un patient et acquérir des signaux cardiaques; et

le stimulateur comportant des moyens (36) de traitement de signaux numériques pour amplifier et traiter les signaux cardiaques acquis par les moyens formant électrodes, et comportant des moyens (30, 34, 36) pour classer les signaux cardiaques acquis, et dans lequel les moyens (36) de traitement de signaux numériques comprennent au moins un canal de traitement de signaux numériques, caractérisé en ce que le système de stimulation comprend :

des moyens de conversion (64) pour convertir les signaux acquis et amplifiés en des signaux numériques;

des moyens formant filtre numérique (65) pour filtrer les signaux convertis de manière à délivrer des signaux filtrés;

des moyens (66) de détermination d'une pente pour agir sur les signaux filtrés de manière à délivrer des signaux de pente représentatifs de la pente des signaux filtrés;

des moyens de détection (66) pour déterminer, à partir des signaux filtrés des signaux de pente, chaque détection d'un événement cardiaque, et l'instant de chaque détection;

des moyens à fenêtre d'analyse (68) pour cadencer une fenêtre d'analyse d'une durée prédéterminée à la suite de la durée de détection;

des moyens (85-88) de production de paramètres pour traiter les signaux filtrés et les signaux de pente pendant la fenêtre d'analyse et pour produire une pluralité de paramètres respectifs à partir des signaux;

5 des moyens de classement (132, 136) pour recevoir les paramètres de la part des moyens de traitement de signaux numériques et classer chaque signal en fonction des paramètres, et

des moyens de contrôle (90, 93, 94) pour
10 déterminer et détecter si chaque signal classé correspond à une condition prédéterminée du coeur.

2. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que le stimulateur comprend un dispositif de calcul choisi dans le groupe comprenant un processeur de signaux
15 numériques ("DSP") (36), un microprocesseur (30), des circuits intégrés spécifiques à l'application ("ASIC"), un contrôleur (34), un microcontrôleur, un mini-contrôleur, un ordinateur, un micro-ordinateur et une unité centrale de traitement (CPU), et les moyens de classement comprennent
20 le dispositif de calcul (30, 34, 36) et un algorithme (132, 136) pour agir sur les paramètres.

3. Système selon la revendication 2, caractérisé en ce que les moyens formant électrodes (50, 51, 59, 60) comprennent des moyens pour acquérir une pluralité de
25 signaux intracardiaques respectifs, et que les moyens de traitement de signaux numériques (36) comprennent une pluralité de canaux (130, 134), dont chacun correspond à l'un respectif des signaux intracardiaques, et que les moyens de classement (132, 136) comprennent une pluralité
30 d'algorithmes programmables respectifs (132, 136) pour le traitement de paramètres produits par chacun des canaux.

4. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de conversion (64) comprennent un circuit modulateur delta-sigma, et que les moyens de
35 traitement de signaux numériques (36) comprennent en outre

des moyens d'interconnexion pour interconnecter les moyens de conversion, les moyens formant filtre numérique, les moyens de production de pente, les moyens de détection et les moyens de production de paramètres.

5 5. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens (85-88) de production de paramètres comprennent des moyens pour dériver quatre paramètres à partir du signal filtré pendant chaque fenêtre d'analyse et pour dériver quatre paramètres respectifs à partir du
10 signal de pente pendant chaque fenêtre d'analyse, et que les moyens de classement (132, 136) comprennent des moyens pour classer chaque signal acquis en fonction des quatre paramètres de signaux et des quatre paramètres de pente.

15 6. Système selon la revendication 5, caractérisé en ce que les moyens (85-88) de production de paramètres comprennent en outre des moyens pour dériver une longueur de signal en fonction de la comparaison des signaux filtrés et des signaux de pente à des critères de seuil prédéterminés.

20 7. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de détection (66) comprennent des moyens pour comparer les signaux filtrés à au moins un seuil prédéterminé et pour comparer les signaux de pente à au moins un autre seuil prédéterminé.

25 8. Système selon la revendication 7, caractérisé en ce que les moyens de détection (66) comprennent des moyens pour déterminer le moment où le moment où l'amplitude des signaux filtrés a dépassé le seuil prédéterminé et le moment où l'amplitude des signaux de
30 pente a dépassé l'autre seuil dans un intervalle de temps prédéterminé.

 9. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de production (85-88) de paramètres comprennent des moyens pouvant agir pendant la fenêtre
35 d'analyse pour déterminer une valeur minimale et une valeur

maximale pour les signaux filtrés et pour les signaux de pente.

10. Système selon la revendication 9, caractérisé en ce que les moyens formant électrodes (50, 51, 59, 60) comprennent des moyens (59, 60) pour acquérir des signaux auriculaires, et que les moyens de classement (132, 136) comprennent des moyens pour distinguer au moins l'une d'ondes P, d'ondes R et d'ondes R de champ lointain (FFRW) en fonction des valeurs minimale et maximale pour les signaux filtrés.

11. Système selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de classement (132, 136) comprennent des moyens pour distinguer des ondes P et des ondes R de champ lointain (FFRW) en fonction de la somme des valeurs absolues maximale et minimale de pente pendant la fenêtre d'analyse.

12. Système selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de classement (132, 136) comprennent des critères mémorisés concernant des ondes P rétrogrades, et comprennent un algorithme logiciel pour distinguer des ondes P rétrogrades vis-à-vis d'ondes P sinusoïdales naturelles par comparaison des valeurs minimale et maximale aux critères.

13. Système selon la revendication 10, caractérisé en ce que les moyens de classement (132, 136) comprennent des moyens pour distinguer les unes des autres au moins deux parmi les ondes suivantes : ondes R de champ lointain (FFRW) ondes P intrinsèques, ondes P de réponse appelées, ondes P rétrogrades, contractions auriculaires stimulées (PAC), ondes P sinusoïdales, ondes R de réponse appelées, et ondes R.

14. Système selon la revendication 9, caractérisé en ce que les moyens formant électrodes (50, 51, 59, 60) comprennent des moyens (50, 51) pour acquérir des signaux ventriculaires, et que les moyens de classement (132, 136)

comprennent des moyens pour classer des contractions ventriculaires stimulées (PVC).

15. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce qu'il comporte en outre des moyens pour déclencher
5 une réponse prédéterminée par le système de stimulateur en réponse à la détection d'une condition prédéterminée du coeur.

16. Système selon la revendication 15, caractérisé en ce que les moyens de déclenchement d'une réponse
10 prédéterminée sont connectés de façon opérationnelle à des moyens pour délivrer la réponse prédéterminée.

17. Système selon la revendication 16, caractérisé en ce que les moyens pour délivrer la réponse prédéterminée sont sélectionnés dans le groupe comprenant un
15 dispositif d'administration cardiaque localisée d'une thérapie utilisant un médicament, au moins une électrode de stimulation intracardiaque, au moins une électrode de défibrillation intracardiaque et un dispositif d'administration intracardiaque localisé d'une génothérapie.

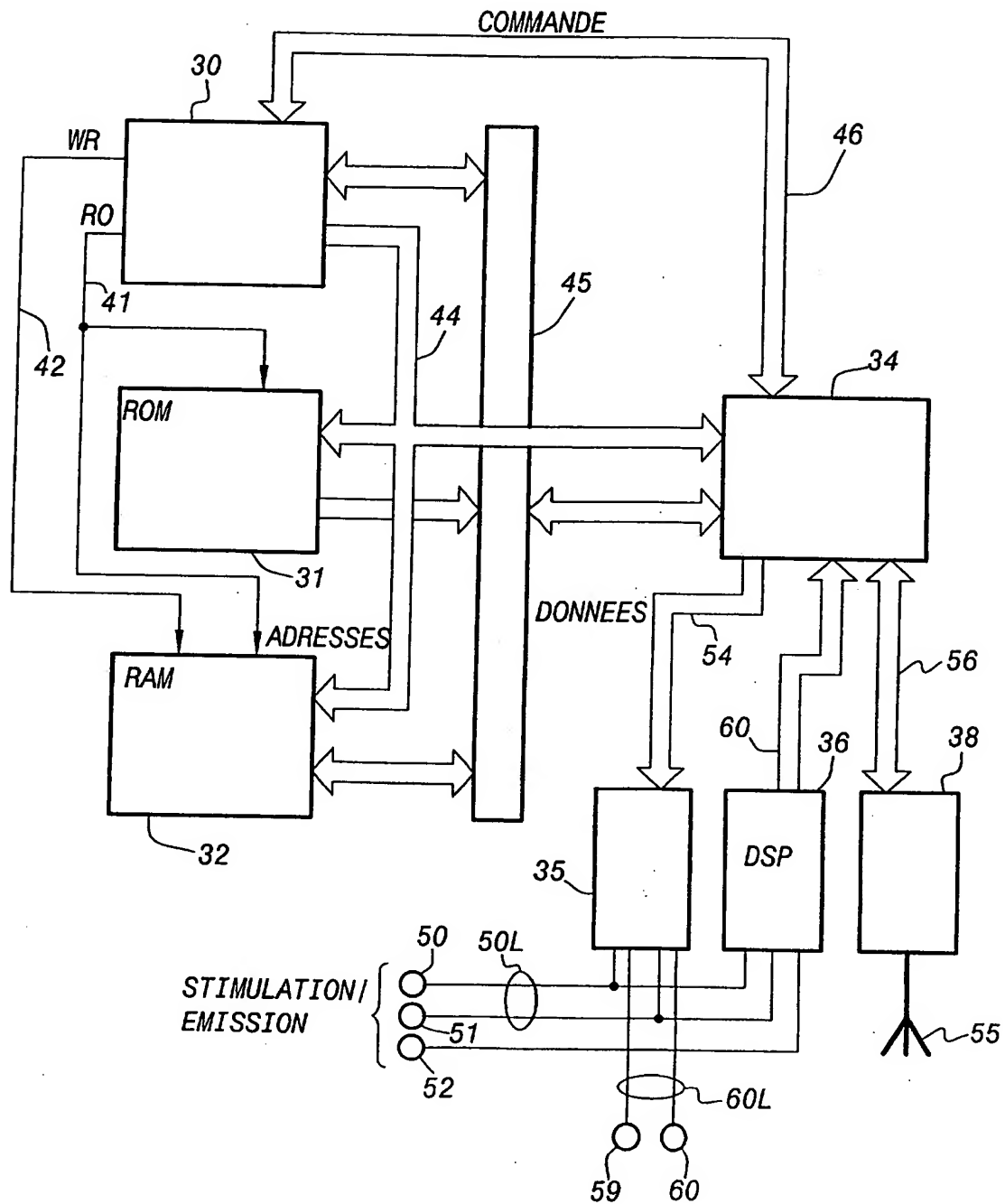
20 18. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que la condition prédéterminée du coeur est l'ischémie ou la cardiomyopathie, et les moyens de contrôle et de détection comprennent en outre des moyens (108, 111, 112) pour établir une distinction entre des ondes R de
25 champ lointain (FFRW) ou des ondes R correspondant à un état d'ischémie ou de cardiomyopathie du coeur du patient, et des ondes R de champ lointain (FFRW) ou des ondes R correspondant à un état de non-ischémie ou de non-cardiomyopathie du coeur du patient.

30 19. Système selon la revendication 1, caractérisé en ce que les moyens de contrôle et de détection comprennent en outre des moyens (100 à 105) pour établir une différenciation entre des signaux classés sur la base de paramètres d'ondes.

35 20. Système selon la revendication 19, caractérisé

en ce que le paramètre d'onde utilisé par les moyens de différenciation (100 à 105) est choisi dans le groupe comprenant une pente de signal positive, une pente de signal négative, une amplitude de signal positive et une
5 amplitude de signal négative, des retards correspondant à des valeurs maximales de signaux, des retards correspondant à des valeurs minimales de signaux et n'importe quelle combinaison de ce qui précède.

1/16

**FIG. 1**

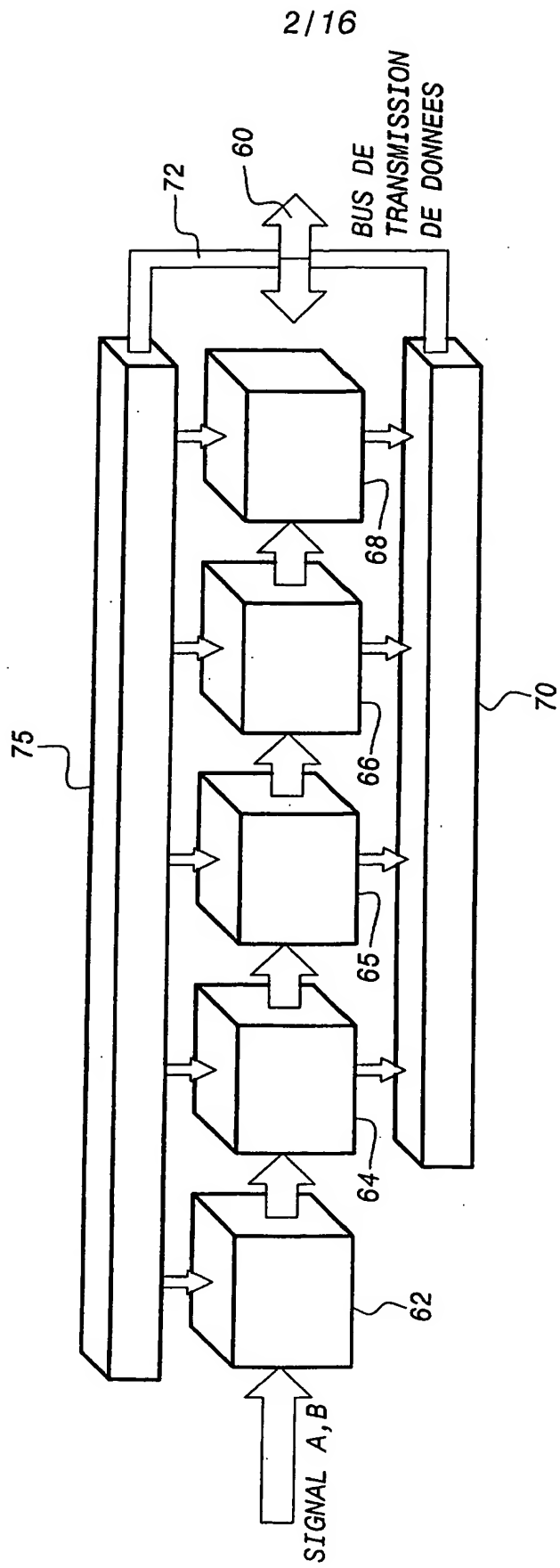
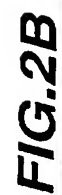
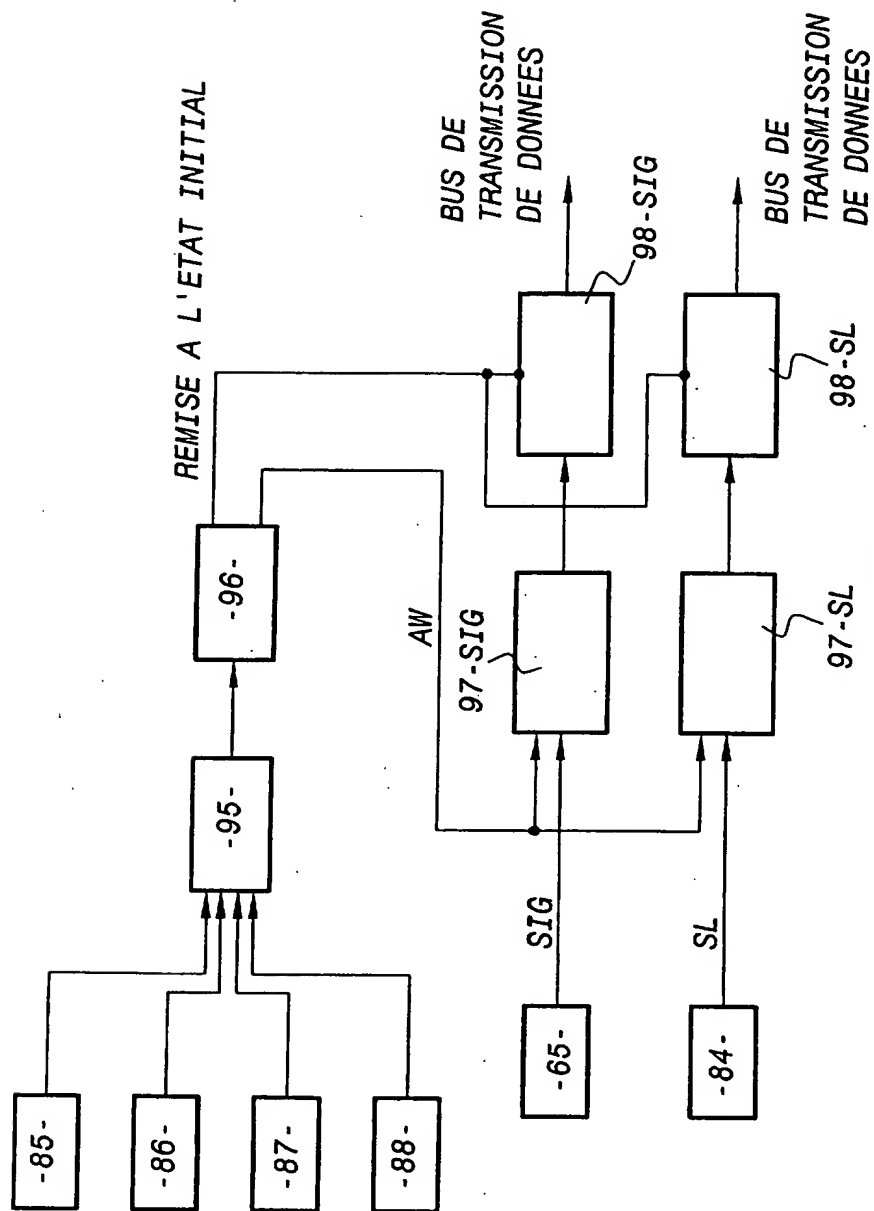


FIG.2A



4/16

**FIG.2C**

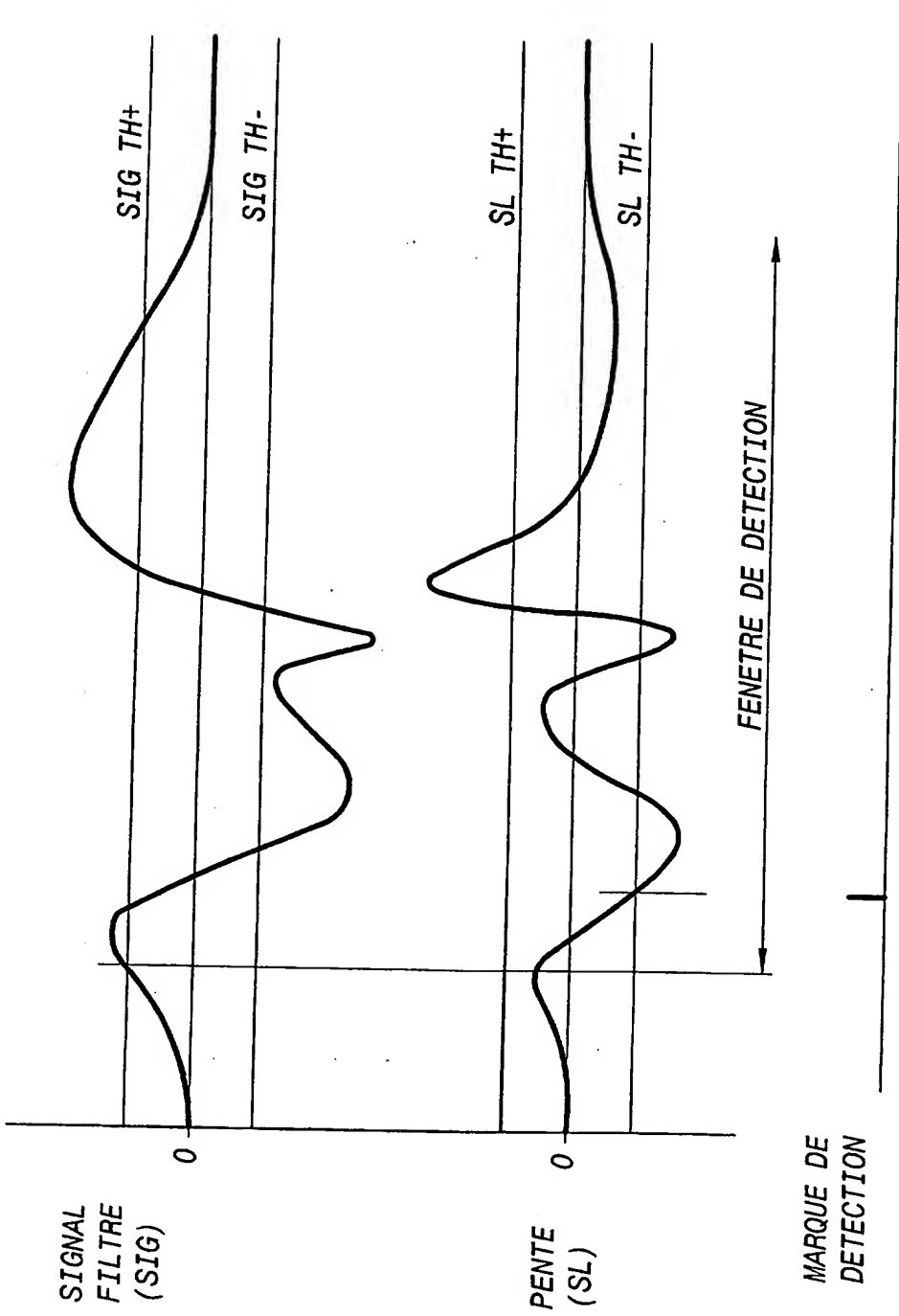
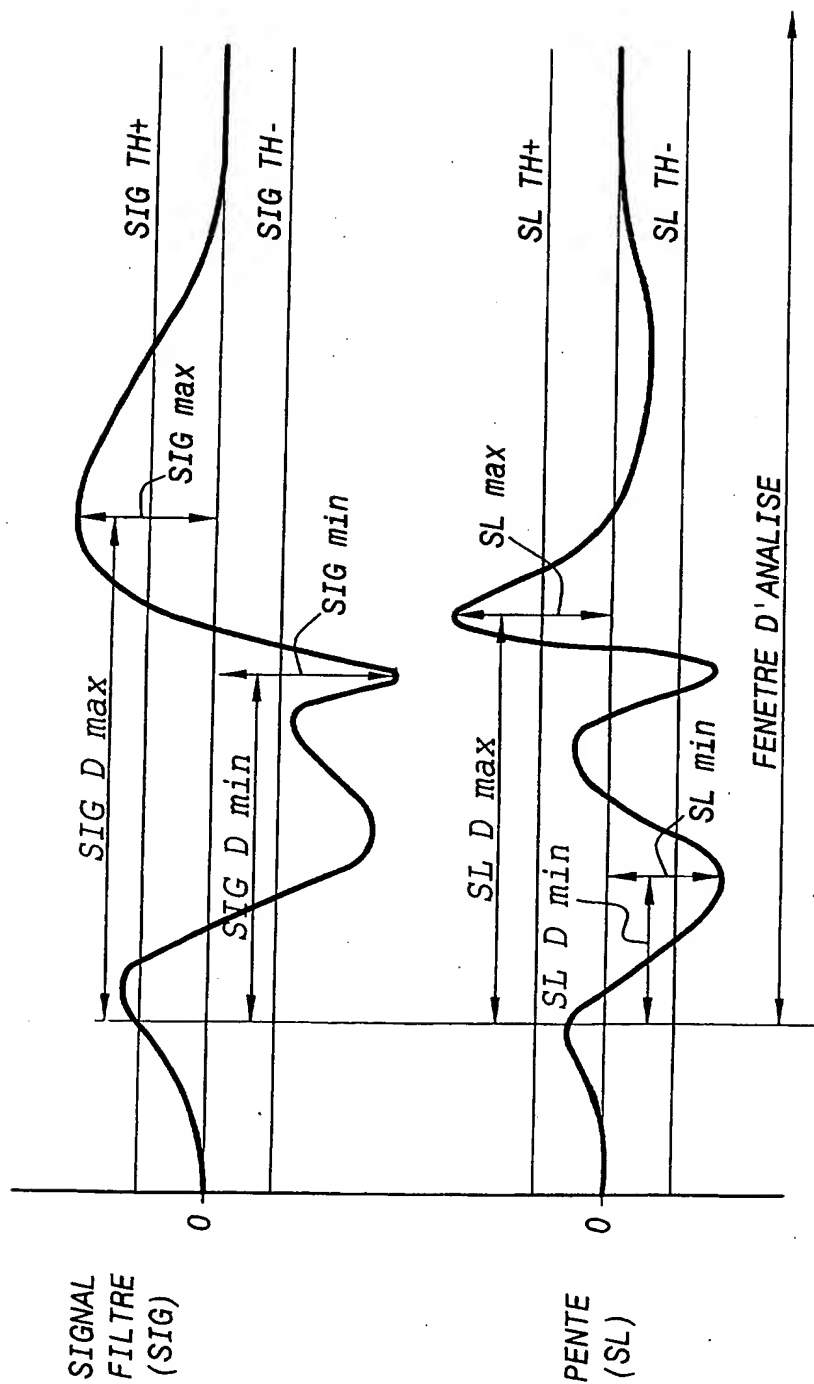
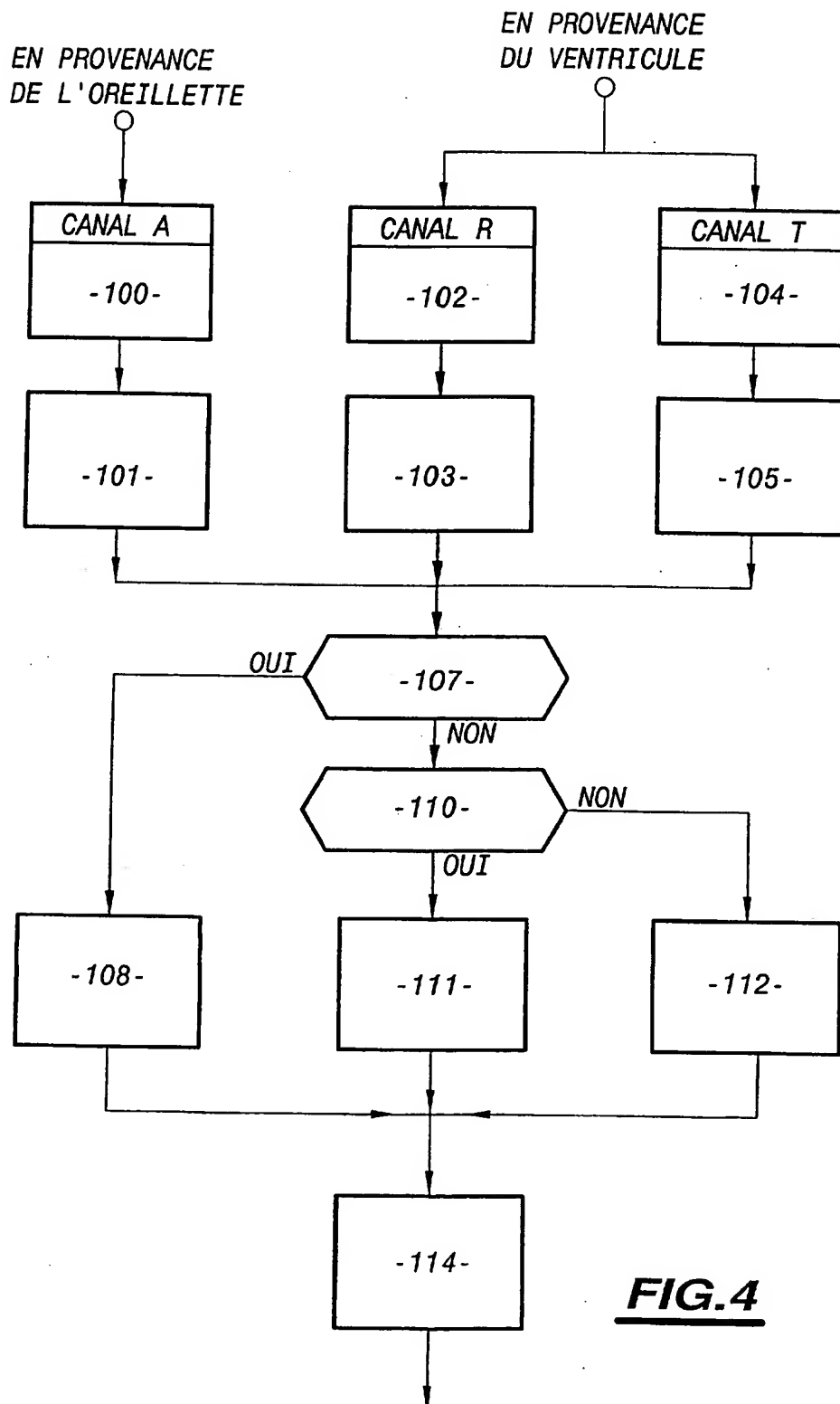


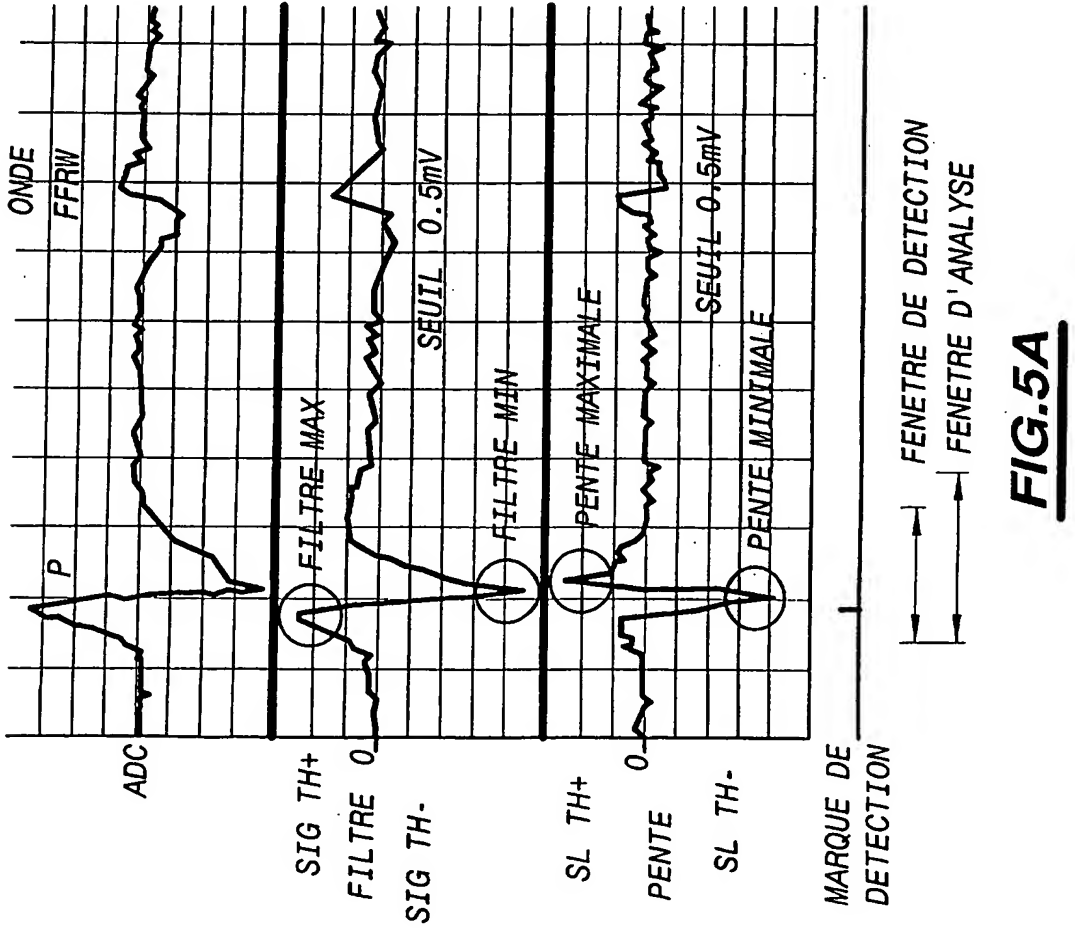
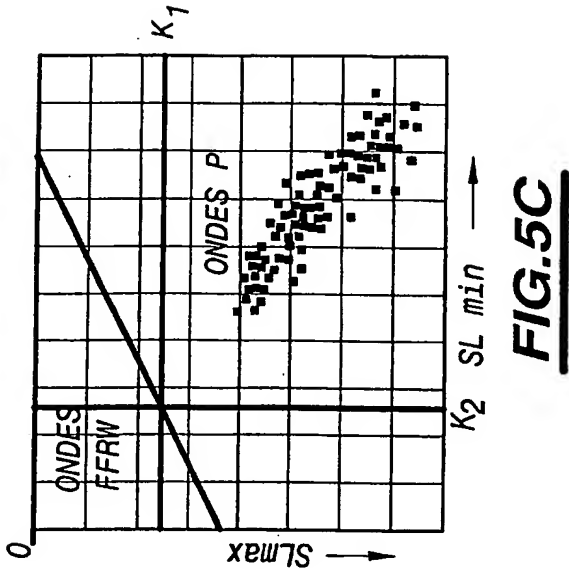
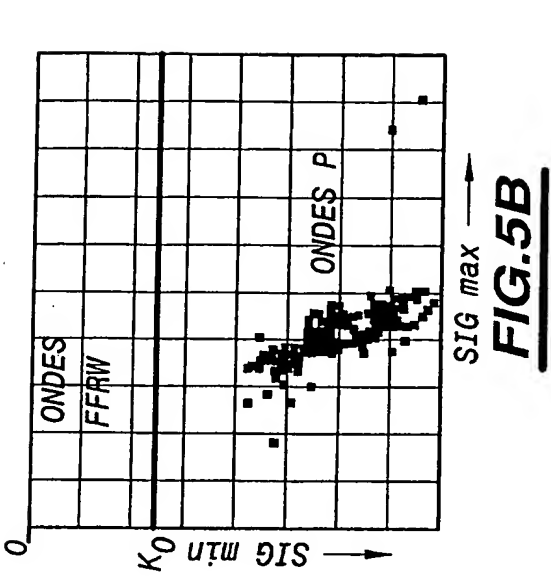
FIG.3A

6/16

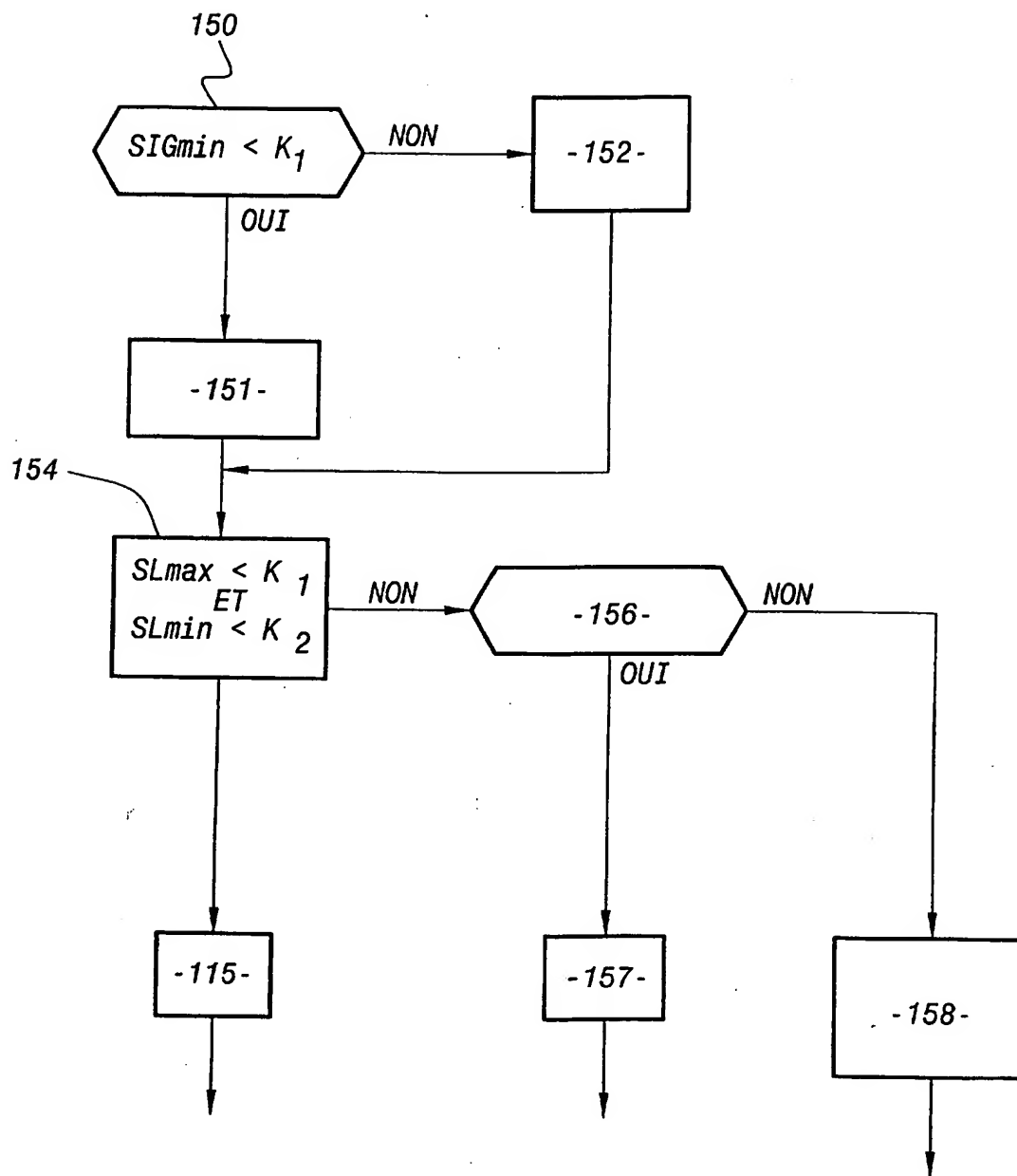
**FIG.3B**

7/16





9/16

**FIG. 5D**

10/16

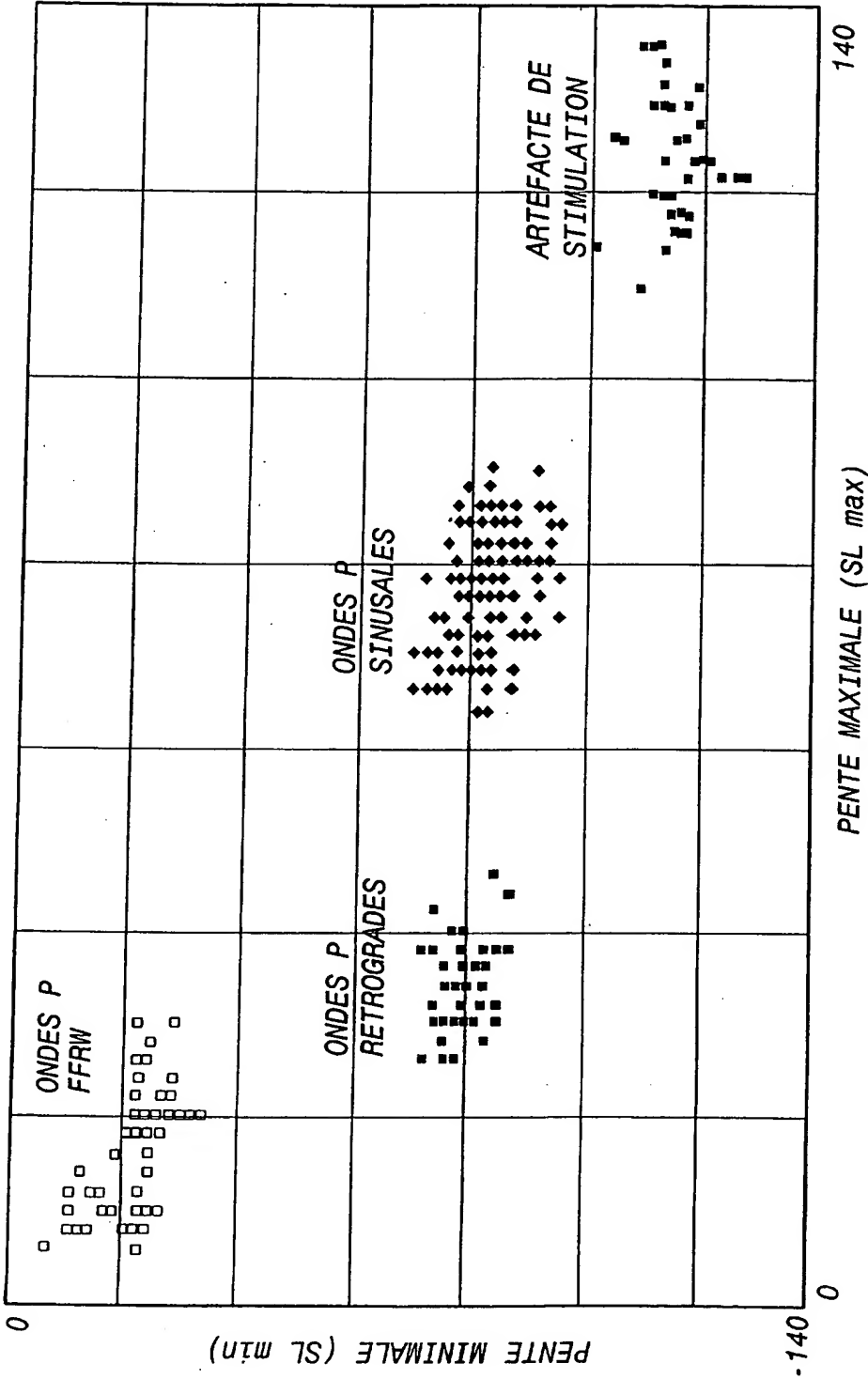


FIG.6

11/16

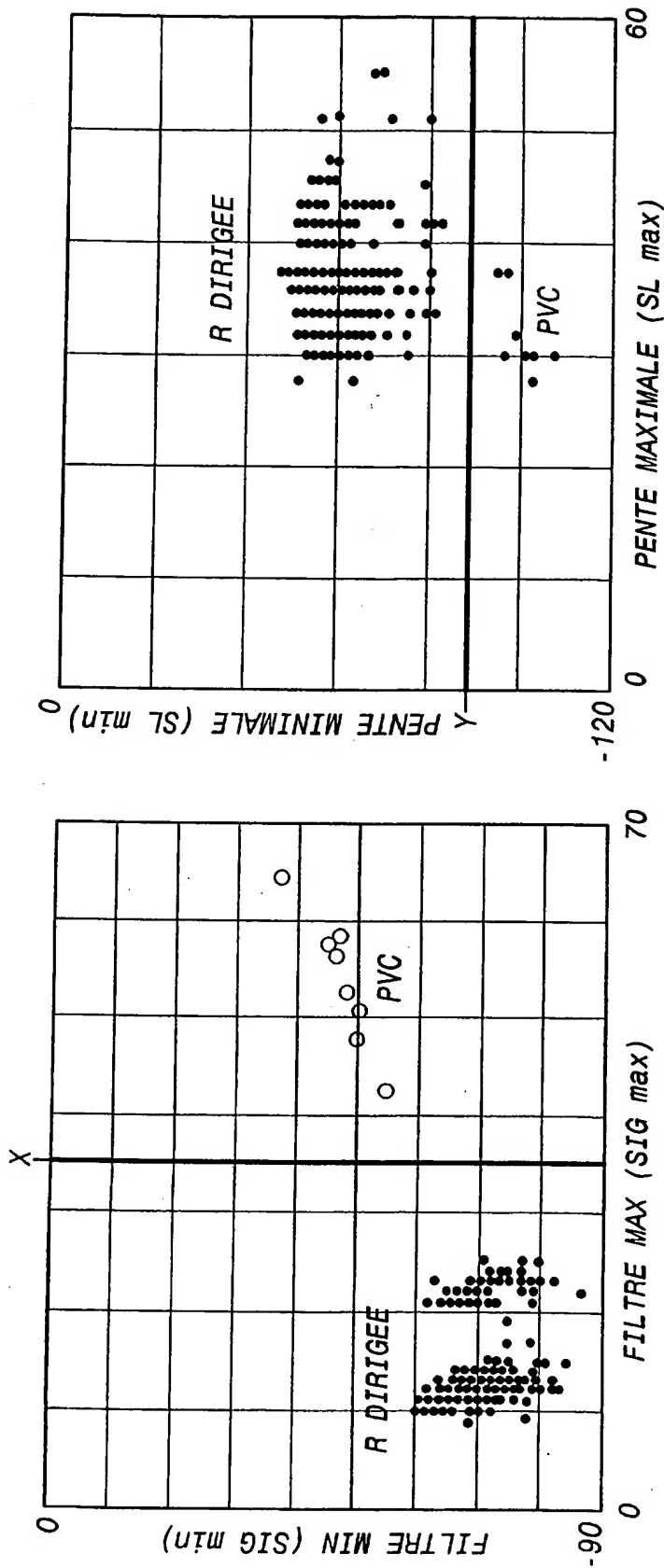
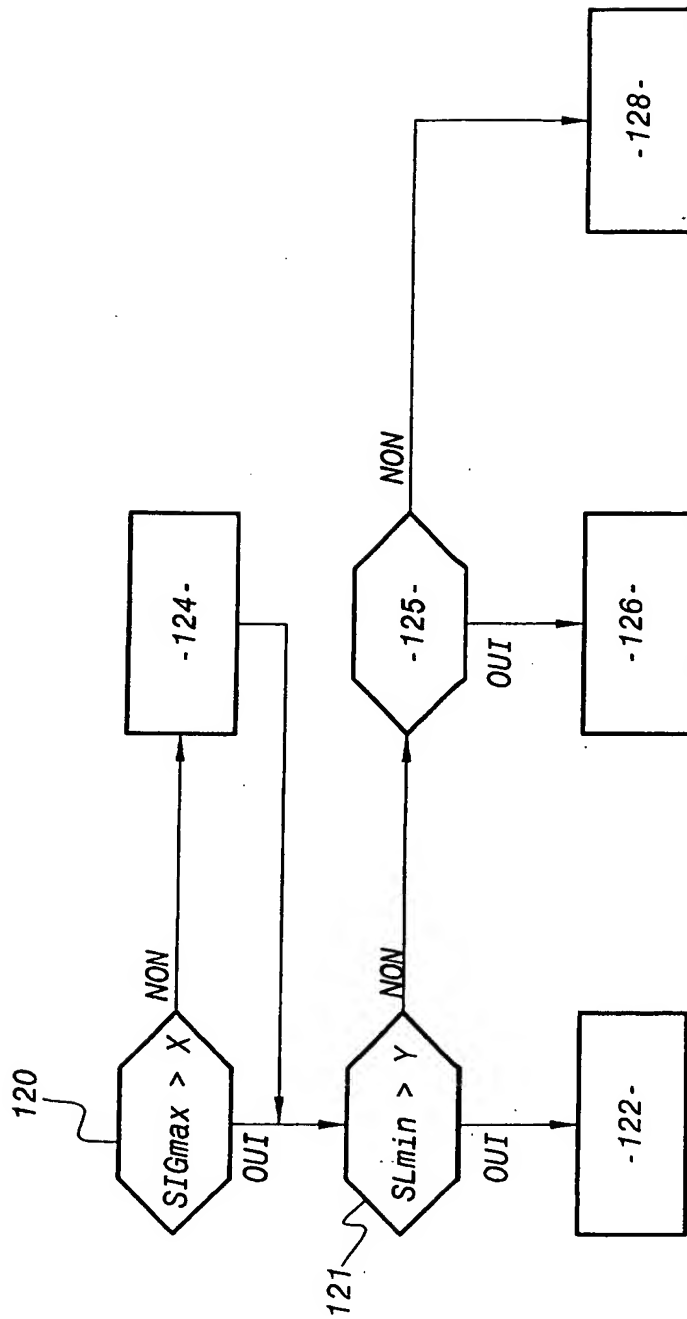


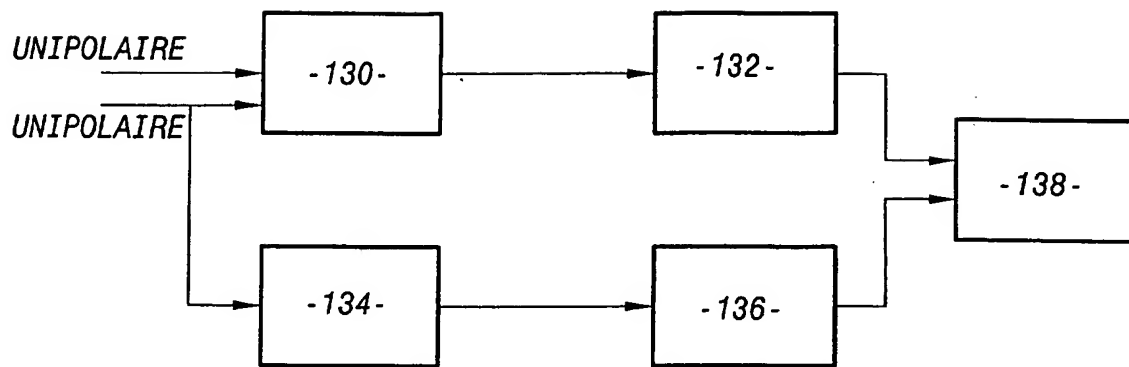
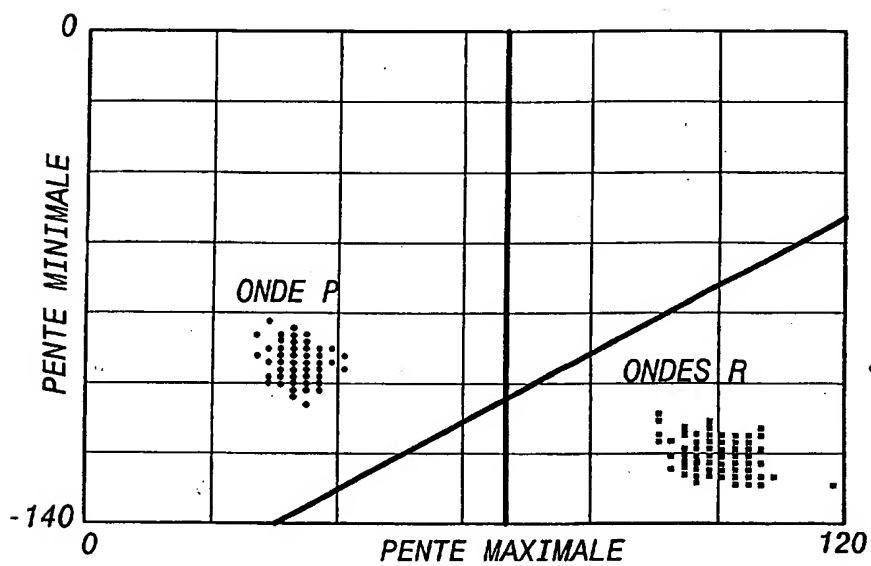
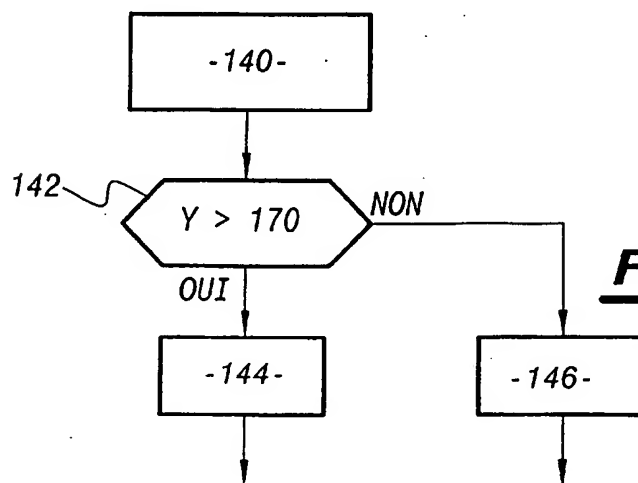
FIG. 7A

FIG. 7B

12/16

**FIG. 7C**

13/16

**FIG. 8A****FIG. 8B****FIG. 8C**

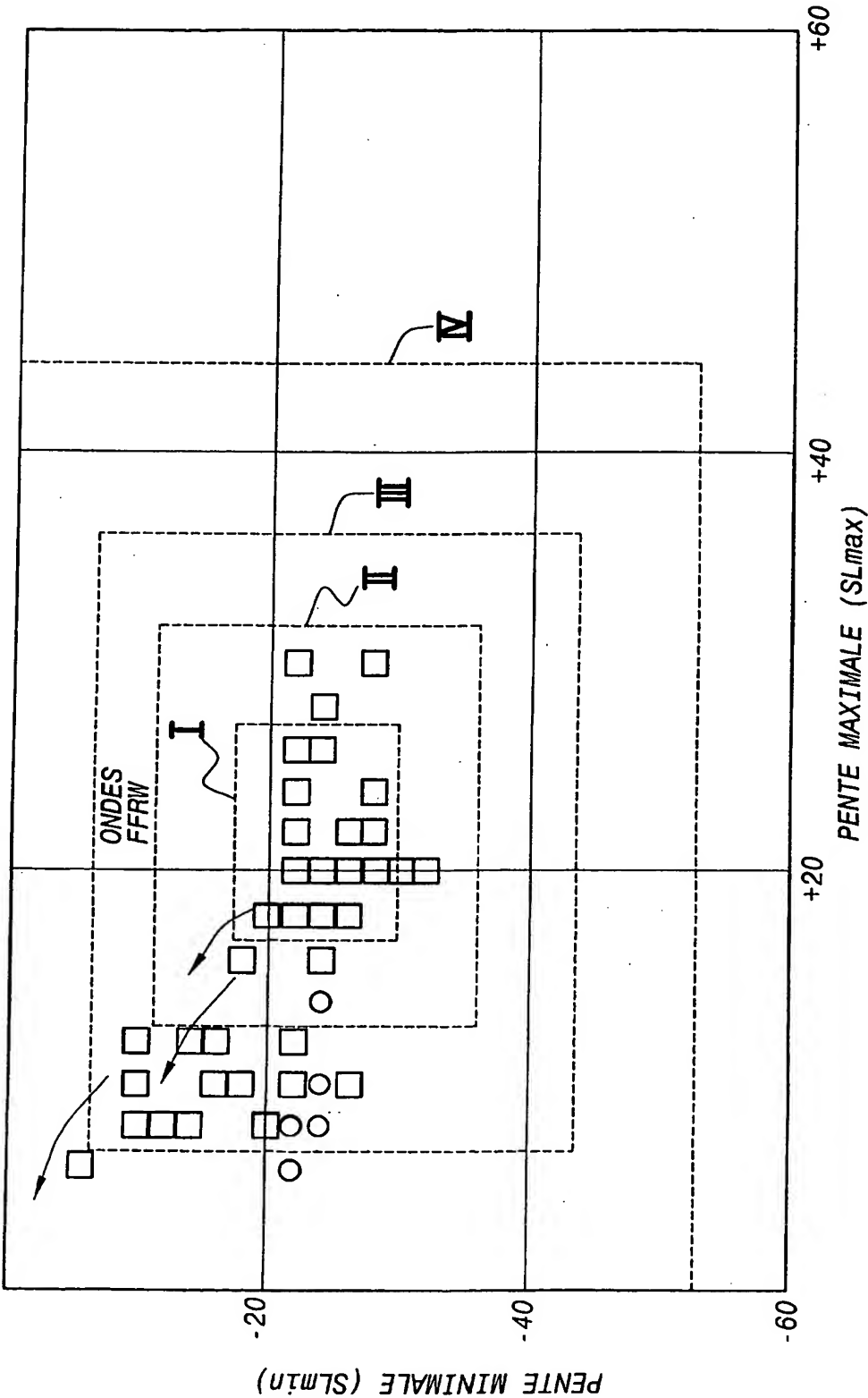
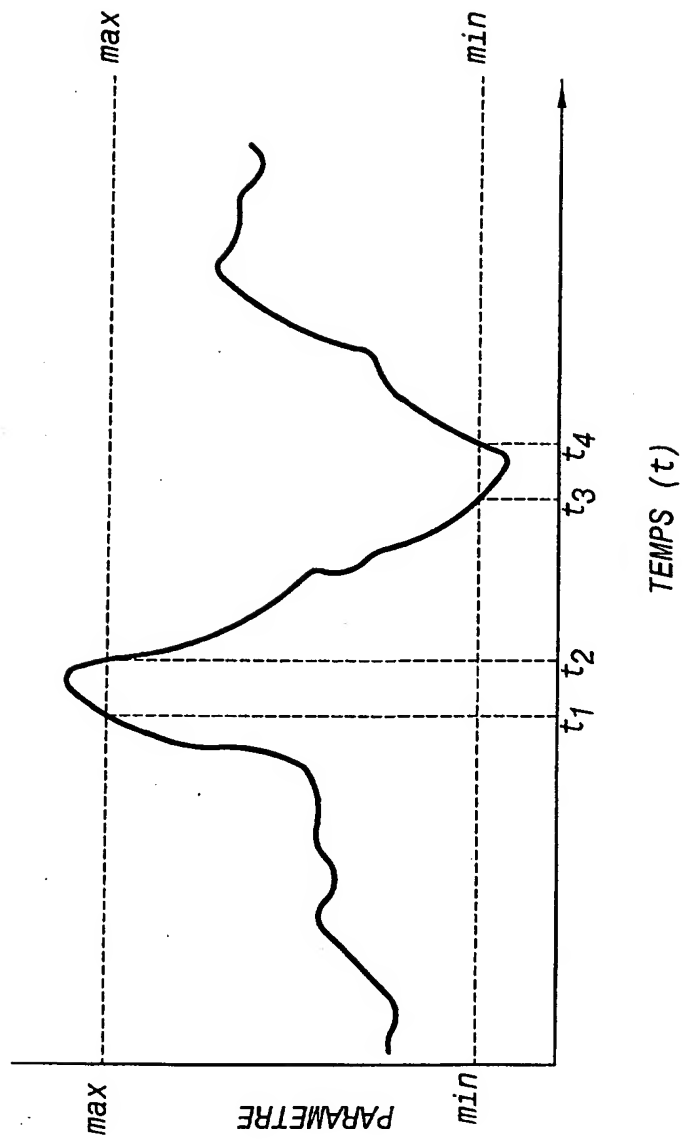
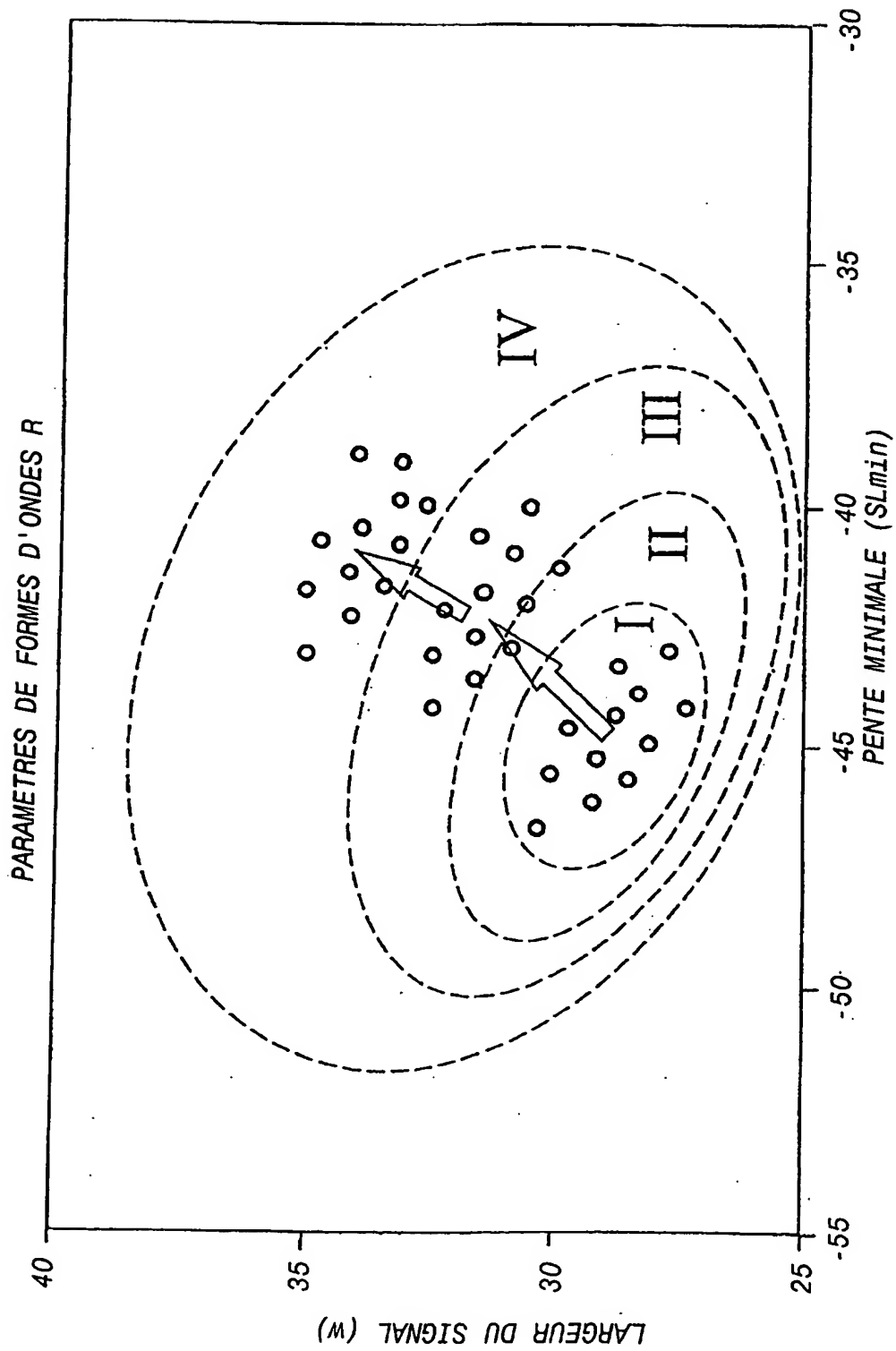


FIG.9A

15/16

**FIG.9B**

16/16



THIS PAGE BLANK (USPTO)